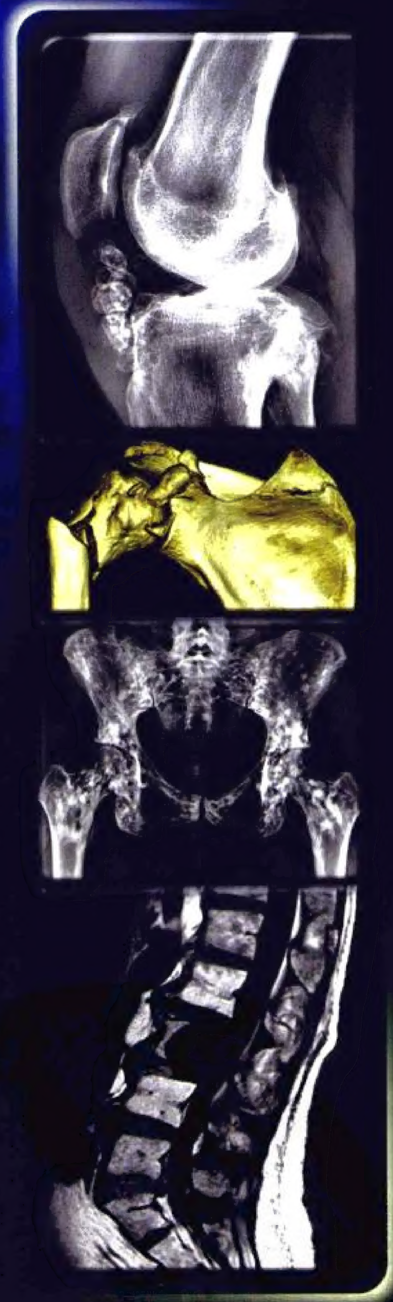
中文翻译版

原书第5版

实用骨科影像学

Orthopedic Imaging A Practical Approach



主　编　Adam Greenspan

主　译　屈　辉　王　武　白荣杰



科学出版社

中文翻译版

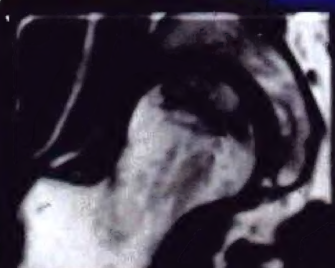
实用骨科影像学

Orthopedic Imaging A Practical Approach

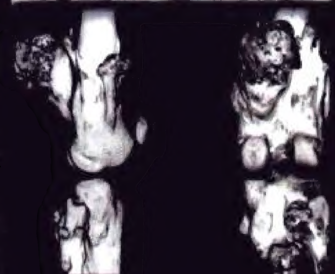
原书第5版

主　编　Adam Greenspan

主　译　屈　辉　王　武　白荣杰







内容简介

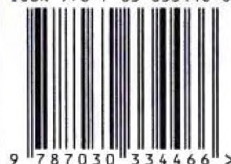
本书由国际知名的肌骨影像学家Adam Greenspan教授撰写完成。全书共7篇33章，既有基础理论的论述，又有大量的图表和病例图像，涉及内容广泛、全面且方便、易读。书中除介绍了各种设备的临床应用、关节造影、穿刺活检及创伤、运动损伤、关节炎、发育异常、代谢性骨疾病、内分泌疾病、系统性疾病、感染等的检查流程、诊断和鉴别诊断以外，还在第 1 章特别介绍了影像检查的方法、流程以及如何避免不必要的检查和过度检查，很适合我国目前看病贵的国情，值得借鉴。另外，每章末都设有记忆要点，这既是一章的精髓，也是作者20多年工作经验的总结，对读者的学习记忆非常有帮助。

本书适合骨放射学工作人员、骨科医生、风湿科医生、医学生参考使用，同时可供国内学者制定各种诊疗流程和规范时参考、借鉴。

www.s[illegible]ep.com



ISBN 978-7-03-033446-6



医学出版中心　医药卫生出版分社

联系电话：010-64034601(投稿)　64015165(购书)

E-mail: med-prof@mail.sciencep.com

定　价：398.00 元

中文翻译版

实用骨科影像学

Orthopedic Imaging

A Practical Approach

原书第5版

主　编　Adam Greenspan
主　译　屈　辉　王　武　白荣杰

科 学 出 版 社
北　京

图字:01-2011-6674 号

内 容 简 介

本书由国际知名的肌骨影像学家 Adam Greenspan 教授撰写完成。全书共 7 篇 33 章,既有基础理论的论述,又有大量的图表和病例图像,涉及内容广泛、全面且方便、易读。书中除介绍了各种设备的临床应用、关节造影、穿刺活检、创伤、运动医学、关节炎、发育异常、代谢性骨疾病、内分泌疾病、系统性疾病、感染等的检查流程、诊断和鉴别诊断以外,还在第 1 章特别介绍了患者检查的流程以及如何避免不必要的检查和过度检查,很适合我国目前看病贵的国情,值得借鉴。另外,每章末都设有记忆要点,这既是一章的精髓,也是作者 20 多年工作经验的总结,对读者的学习记忆非常有帮助。

本书适合骨放射学工作人员、骨科医生、风湿科医生、医学生参考使用,同时可供国内学者制定各种诊疗流程和规范时参考、借鉴。

图书在版编目(CIP)数据

实用骨科影像学:原书第 5 版 / (美)格林斯潘(Greenspan,A.)主编;屈辉,王武,白荣杰译 .—北京:科学出版社,2012. 3

Orthopedic Imaging:A Practical Approach

ISBN 978-7-03-033446-6

Ⅰ. 实… Ⅱ. ①格… ②屈… ③王… ④白… Ⅲ. 骨疾病-影像诊断 Ⅳ. R680. 4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 015980 号

责任编辑:戚东桂 郑 红 / 责任校对:宋玲玲 林青梅

责任印制:刘士平 / 封面设计:范璧合

Adam Greenspan:Orthopedic Imaging:A Practical Approach,5e

ISBN: 978-1-45111-090-6

本书中提到了一些药物的适应证、不良反应和剂量,它们可能需要根据实际情况进行调整。读者须仔细阅读药品包装盒内的使用说明书,并遵照医嘱使用,本书的作者、译者、编辑、出版者和销售商对相应的后果不承担任何法律责任。

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码: 100717

http://www.sciencep.com

中国科学院印刷厂 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2012 年 3 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2012 年 3 月第一次印刷 印张:67

字数:614 000

定价:398. 00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

《实用骨科影像学》（原书第5版）
翻译人员

主　　译　屈　辉　王　武　白荣杰

译者名单　（按姓氏汉语拼音排序）

白荣杰　北京积水潭医院
程克斌　北京积水潭医院
冯素臣　北京积水潭医院
高宝祥　中日友好医院
李　娜　北京积水潭医院
李大胜　北京市海淀医院
李新民　北京积水潭医院
刘　杰　北京市海淀医院
刘桐希　北京积水潭医院
刘茜玮　中日友好医院
娄路馨　北京积水潭医院
吕　喆　北京丰盛医院
马恩森　中日友好医院
钱占华　北京积水潭医院
屈　辉　北京积水潭医院
王　武　中日友好医院
杨敏星　中日友好医院
尤玉华　北京积水潭医院
于爱红　北京积水潭医院
赵卫国　北京麦瑞骨科医院



献给我的妻子 Barbara，我的孩子 Michael、Samantha 和 Luddy，

还有我的孙子 Anna 和 Sydney，是他们点亮了我的人生；

并且以此纪念我的母亲 Eugenia 和我的父亲 Bernard，

他们是出色的医生，他们是我跨入医生行业的启蒙老师，

他们使我感受到医生职业的魅力。

序

庆祝 Adam Greenspan《实用骨科影像学》(第 5 版)出版发行。非常荣幸能为这部广受赞誉的著作写评论。

本书的主编是一位国际知名并且受到尊敬的肌骨影像学专家,他还是美国放射学会以及国际骨科学会的资深会员。Greenspan 博士依靠他在此领域的丰富经验,首先在纽约的骨科研究院工作,然后成为了加利福尼亚大学戴维斯医学院的影像学教授,并且供职超过 23 年。

此书作为肌骨影像学教科书的杰出代表,自 6 年前的第 1 版就开始不断地被修订和扩充。它包含最新的影像学方法的运用,仍然像原来一样单独成册。它涵盖骨肌系统影像学的广泛领域,包括 MRI、CT、三维成像、核医学成像(闪烁显像)、PET、超声以及 X 线照相。本书同样也涉及关节造影、影像引导下经皮穿刺活检和射频消融等常被肌骨系统影像学家所应用的手段。全书不断地强调影像学准则,适当的时候会提及肌骨疾病的治疗方案、病理学和细胞遗传学。

依照 Greenspan 博士的要求,此书不仅内容广泛而且结构严谨。肌骨影像学的所有方面均有所涉及:创伤、运动医学、关节炎、包括多种发育不良在内的先天发育异常、代谢性疾病、内分泌疾病、系统性疾病、感染和包括脊柱在内的肌骨系统肿瘤。本书文字清晰准确,提供实用的信息。每一种疾病都列举了鉴别诊断。"推荐阅读"这一部分包含本学科经典的参考文献和最新的引用文献。每一章节都以总结了重要概念的一系列实用要点来结尾。本书中还有许多独特的论题,包括骨科影像学家的作用、影像学方法的选择、解剖-影像学因素、骨的形成与生长,以及类似的话题,它们共同构成了理解肌骨影像学实际应用的基础。

所有的表格和图片都已经更新,并且所有的插图都具有很高的质量,以便读者更容易地组织和记忆各种信息。这些图表受到各专业背景读者的欢迎。这些直观的图像是独一无二的,能更好地阐述基本概念,使读者更容易理解和记忆各种分类。

本书将会受到医学领域的读者的广泛欢迎。除了已经工作或是正在培训中的影像科医生和骨科医生之外,风湿科医生、影像科技师、初级护理医师、物理治疗师和理疗医师都会从此书中得到收获。这部著作适用于医学生,特别是放射学和骨科的实习生,吸引他们进入这一令人向往的医学领域。

我很荣幸能够为我的好朋友的这本书作序,非常感谢你,Adam,让我有机会来详细说明这本我所钟爱的教科书。

Lynne Steinbach, MD, FACR

影像科及骨科教授

加利福尼亚大学,旧金山,加利福尼亚

前　　言

每年肌骨影像学领域都会有很大的技术进步，并且CT(特别是三维成像)、PET、MRI和超声广泛地应用于骨骼、关节和软组织异常的诊断和评价，因此，本书需要推出新的版本。像以前的每个版本一样，这本《实用骨科影像学》(第5版)进行了很多修改、补充和改进。

为了更好地描绘疾病，很多线条图被删除或被指示箭头所替换。就正文部分而言，更新了多种状况下的讨论，一些过时的观点被淘汰。在每一章节的末尾可以看到的“推荐阅读”部分进行了重要的修改，只收录了经典的文献和最新的参考书目。此外，还花费了大量的精力为每个部分选择最有代表性的图片，并且在章节末的“记忆要点”部分总结重要的概念，构成珍贵的临床信息和要点。

由于最近在许多疾病，特别是先天性和发育性异常以及骨肿瘤的细胞遗传学和分子遗传学方面的进步，引进了相关的诊断程序。几乎每个章节都包含新的部分和插图，着重强调了很多肌骨系统疾病的鉴别诊断。尽管正文主要着重于诊断性成像，很多最新的疾病治疗方法也同样被收录。

尽管内容有所增加，但是本书如很多读者所愿仍然保持单本的形式。和原来一样，本版本还是着重于常规成像，同时适当涉及一些更先进的成像技术，比如CT和MRI。目的是提供一种最新的方法，以便有效地、经济地使用现有的成像技术对特定的肌骨系统疾病进行临床评价。我们尽一切力量来提供一本内容简明、可读性强和图片清晰的书。因此，它适用于放射科医生、骨科医生、风湿科医生和其他有志将成像技术应用于肌骨系统的内科医生。

Adam Greenspan，MD，FACR

第一版前言

《实用骨科影像学》使种类繁多的骨科疾病复杂的诊断过程变得更容易。本书的基本目的有以下三点：首先是提供对现有可行的影像学方法的基本认识，并运用它们来诊断经常遇到的骨和关节疾病；其次是帮助选择最有效的成像技术，同时减少检查费用和患者的射线暴露；最后强调的是为骨科医生提供所需要的信息，以便选择正确的治疗方案。本书并不企图与其他同领域的类似书籍进行大小和范围上的竞争。许多不常见的疾病没有包括在内，同样的，受篇幅所限，本书并没有详细地描述所列的每一种疾病，或对有争议的部分进行全面的讨论。这些内容都留给读者们进一步学习文献和其他权威的和专业的书籍，这些参考资料收录在本书最后一部分“参考书目和进一步阅读”。

如本书副标题所述，骨科影像学力求为它的主要读者，其中包括医学生和影像科、骨科住院医师，提供一种学习本学科的实用方法。为此目的，每一章节的重要信息都被制成表格收录在章节末的“记忆要点”这一部分。本书还制作了许多原创的示意图和表格，用来详细说明，例如，骨折的分类，关节炎和肿瘤疾病的形态学特点，大量标准或是特殊投照时患者的体位，除此之外还有显示疾病的最有效的成像技术。大部分的影像图片都配有说明和引线文字，为各种骨科疾病提供高质量的经典例证。此外，大部分的图片说明都以病例讨论的方式书写，并在每个图例后都附有一系列的诊断注释（在第一章节中解释），以此对影像学检查给予评价。虽然本书的目的是教学，但是《实用骨科影像学》应该同时成为对骨和关节疾病感兴趣的内科医生和在日常实践中进行应用放射学研究的学者们便利的参考书籍。

Adam Greenspan，MD，FACR

致　　谢

我想向 Lippincott Williams & Wilkins /Wolters Kluwer Health 出版社的很多人致以我诚挚的感谢，他们指导我开展编写本书的准备工作，特别是前执行总编 Brian Brown，监督了本书的编辑；感谢 Holly McLaughlin 的出色设计；感谢负责图片创作和上色的 Rajshri Walia。特别要感谢并献给产品经理和企划编辑 Ryan Shaw，他们提供了很多编辑建议，不断地、认真地审查原稿，提出有意义的建议，并且配合我对正文不断修改和增加内容。我还想感谢加利福尼亚大学戴维斯医学中心放射学系的高级照相师 Julie A. Ostoich-Prather，他帮助制作了一些数字化图片。我非常感谢旧金山加利福尼亚大学放射学和骨科教授 Lynne S. Steinbach, MD, FACR，为本书撰写了序言。我再次感谢所有允许我从他们的著作和出版物中摘录插图的作者。他们在本书末尾的图片目录中被分别提及。最后我想感谢 SPi 技术公司的产品经理 G. Biju Kumar，监督并帮助我最终完成本书。

像前几个版本一样，如果没有以上各位谨慎和尽职的努力，本书不可能成功地完成。

目　　录

第1篇　骨科影像学概述

第2篇　外　　伤

第3篇　关　节　炎

第4篇　肿瘤和肿瘤样疾病

第5篇　感　　染

第 6 篇 代谢和内分泌紊乱

第 7 篇 先天性和发育性异常

第 1 篇

骨科影像学概述

第 1 章　骨科放射医师的职责

放射影像学领域已经取得了巨大的进步，并且在未来将会有更大的进展。对新的成像方法予以介绍和不断地改进[例如计算机断层摄影(CT)以及螺旋 CT 和三维成像、64 排螺旋 CT(MDCT)、高分辨薄层 CT(fpVCT)、三维 CT 血管造影、数字化摄影(DR 或 CR)以及数字化减影(DSR)和数字减影血管造影(DSA)、三维超声(US)、放射性核素血管造影和灌注闪烁显像、正电子发射断层摄影(PET)以及 PET-CT 和 PET-MRI、单光子发射计算机断层摄影(SPECT)、磁共振成像(MRI)和三维磁共振成像、3DMRI/CT 联合成像、磁共振-关节造影(MRa)、磁共振-血管造影(MRA)及其他方法]，扩充了放射科医生的医疗设备，使有时困难的诊断过程变得更加容易。这些新的技术同时也带来了挑战，它们使医疗服务的费用大幅增加，同时也经常使临床医生过于频繁地进行不必要的影像学检查。

这种情况下我们开始重视骨科放射医师的重要地位和常规 X 线摄影的重要作用。放射科医生不能只遵从各种检查的必要条件，更重要的是能够从中挑选出那些能够正确地诊断和评估疾病的检查方法。为此，放射科医师在履行他们的职责时应该将以下几点牢记于心中。

1. 诊断一种未知疾病时，在使用更加复杂的方法之前，最好先使用常规 X 线摄影的标准投照和特殊投照技术。

2. 按照正确的流程进行检查，需要知道下一步进行何种检查。

3. 显示已知疾病的重要的影像学特征，病变在骨骼的分布和在骨中的位置。

4. 监测治疗进程和可能发生的并发症。

5. 知道对于骨科医生来说哪些特殊信息是至关重要的。

6. 认识非侵入性影像检查的局限性，知道何时应运用侵入性检查技术。

7. 知道哪些病变需要活检，哪些不需要("不要触碰"的病变)。

8. 在疾病的治疗中扮演更活跃的角色，例如栓塞治疗，通过选择性导管介入注射化疗药物，或者对骨病变(比如骨样骨瘤)行射频消融术(常在 CT 引导下)。

很多骨和关节疾病的影像学诊断并不能完全依靠特定的可识别的影像学表现。临床资料，例如患者的年龄、性别、症状、病史和实验室检查对于影像科医生正确地诠释影像资料十分重要。偶尔，临床信息非常典型以至于单独依靠它们就可以做出诊断。例如，一位年轻患者骨痛，主要在夜间加重，能很快地被水杨酸类药物缓解，高度提示骨样骨瘤，所以，影像科医生唯一任务经常就是找到病变位置。然而，很多情况下临床资料并不充分，而且可能有误导性。

当面对一位患者时，症状原因不明(图 1-1)或根据临床资料做出疑似诊断时(图 1-2)，放射科医生应当避免为了便于诊断而选择更高级的成像方法，在任何可能的时候都应该以简单的常规 X 线摄影为基础。这不仅是出于费用-效益的考虑，也是为了减少患者的辐射暴露。首先采用常规 X 线技术也是根据骨的化学和生理学基础。钙磷灰石晶体是骨的矿物成分之一，是使骨骼摄影优于其他成像方法的内在对比物，通过常规 X 线摄影能很容易地

显示骨的生成和破坏。简单地观察骨的形状和密度的改变，例如椎体，能够成为特定诊断的关键因素（图 1-3 和图 1-4）。

病史
临床检查
?
常规X线摄影
(a) 典型的影像学特征 诊断
(b) 不明确的影像学发现 鉴别诊断1? 鉴别诊断2?
辅助成像方法
典型的特征显示 鉴别诊断1 鉴别诊断2!
A

膝关节疼痛
关节全范围活动度
?
膝关节正、侧位
(a) 胫骨近端骨骺放射线透过性病灶伴钙化和硬化边 成软骨细胞瘤
(b) 胫骨近端骨干偏心性放射线透过性病灶伴周围硬化 骨样骨瘤? 骨脓肿?
计算机断层成像
蜿蜒的窦道从病灶通向生长板 骨样骨瘤 骨脓肿!
B

图 1-1　原因不明症状

（A、B）临床医生提供给放射科医生的患者的病史和临床检查结果并不足以做出诊断（?）。在常规 X 线摄影的基础上，（a）诊断确立（诊断），或者（b）提示鉴别诊断的可能（鉴别诊断）。在后者的情况下，利用辅助成像技术，比如关节造影、闪烁显像、CT 或是 MRI，以及其他手段，来证实或排除某种可能疾病

为了帮助放射科医师分析特异性或非特异性影像学形态和征象，有很多常规 X 线摄影方法可供选择。拍照时患者的特定体位使放射科医生有机会评价在其他体位下被隐藏的解剖位置并且更恰当地显示特定的异常病变。

例如，髋关节蛙式侧位能比前后位更好地显示股骨头坏死的早期影像学特点“新月征”（见图 4-59 和图 4-60B）。蛙式侧位还对诊断股骨头骨骺滑脱很有帮助（见图 32-30B）。同样的，使用特殊成像技术能帮助诊断常规成像难以发现的病变。结构复杂部位的骨折，例如肘、腕、踝和足在标准体位不一定能显示。比如，非移位或微小移位的桡骨头骨折，肘关节侧位观察时由于内侧骨的重叠需要特殊的 45°角观察（称为桡骨头-肱骨小头位），可以使桡骨头避开邻近的其他结构，显示出在其他角度可能被掩盖的病变证据（见图 6-12 和图 6-28）。应力性 X 线摄影同样很有帮助，特别是在评价膝关节和踝关节各种韧带撕裂时（见图 9-16 和图 9-74B，图 10-10 和图 10-11）。

准确的诊断依赖于放射科医生根据临床信息、影像学资料得出的病变的大小、形态、结构和密度，病变在骨的定位以及骨骼系统的分布做出的精细观察和认真分析。直到常规成像手段不能为疾病的正确诊断和准确评价提供足够信息时，放射科医生才需要转向那些花费更高的检查。

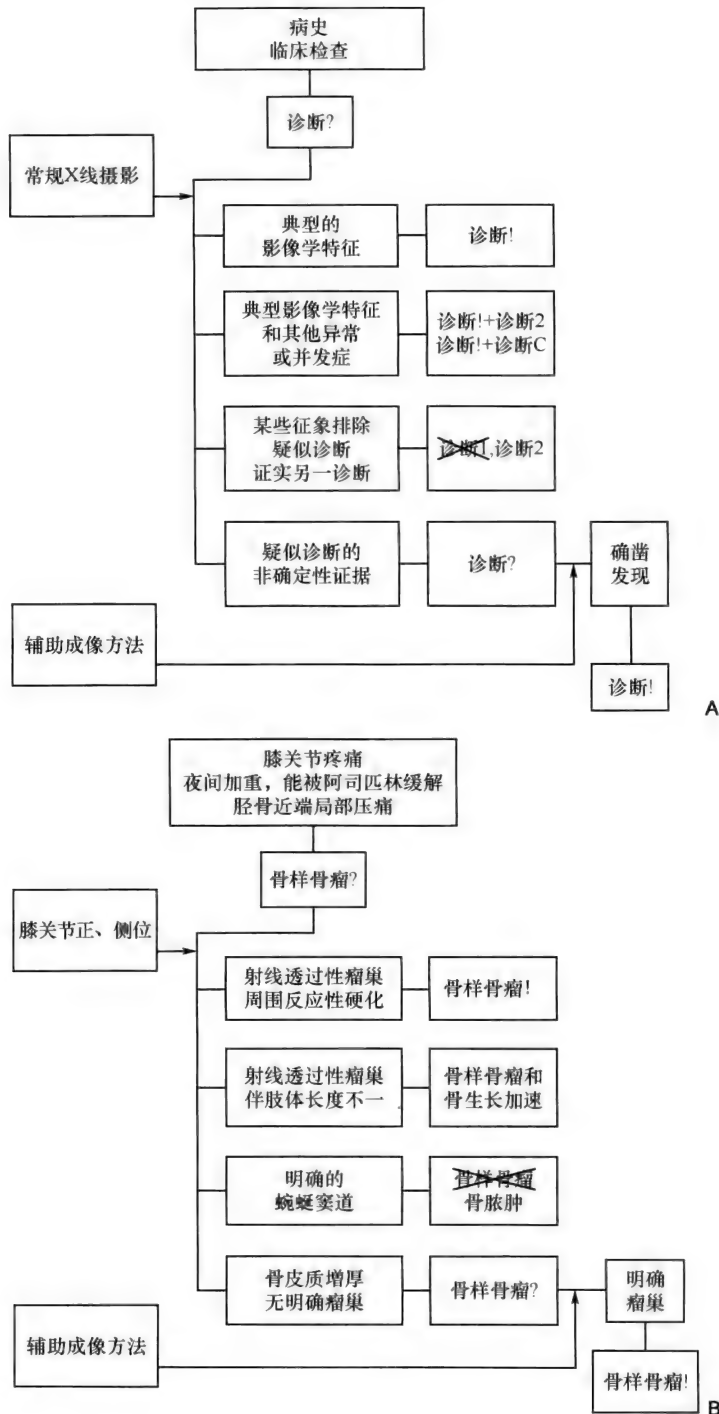


图 1-2　症状的疑似原因

(A、B)根据临床医生提供的信息，放射科医生可能做出疑似诊断(诊断?)并进一步行常规 X 线摄影。检查结果可能证实疑似诊断(诊断!)，显示其他异常(诊断! ＋诊断 2)或者不确定的并发症(诊断! ＋诊断 c)，或者排除疑似诊断证实另一诊断(~~诊断!~~，诊断 2)。检查结果也可能显示原有疑似诊断的非确定性证据，在此种情况下采用辅助成像方法，比如闪烁显像、CT 或 MR，以及其他手段

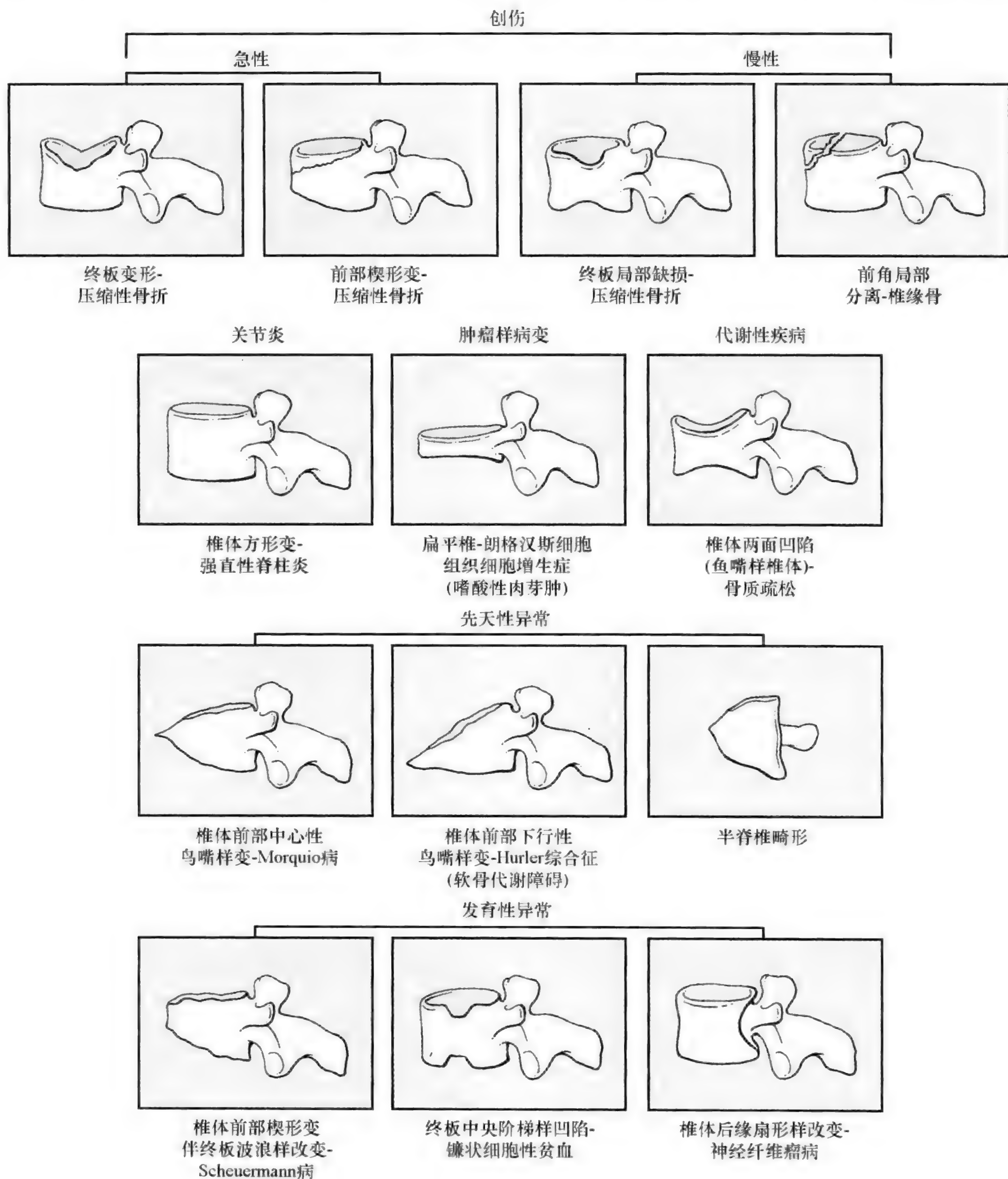


图 1-3　骨的形状和轮廓

在常规 X 线平片上观察椎体的形状和轮廓的改变可以揭示引导正确诊断的关键信息

掌握影像学检查的正确流程很大程度上取决于临床医生提供的相关信息。选择合适的方法来显示病变或分析疾病的病理过程往往是由临床表现、设备条件、临床医生的意见、检查费用和病人的个体限制等因素综合决定的。虽然听起来很基础，但是要经过最短的程序得到准确的诊断，同时还要病人花费最少、受到的伤害最小，知道从何处着手和接下来应该做什么，是非常重要的。应该避免过多的检查，例如，表现出关节炎的症状并且临床医生对



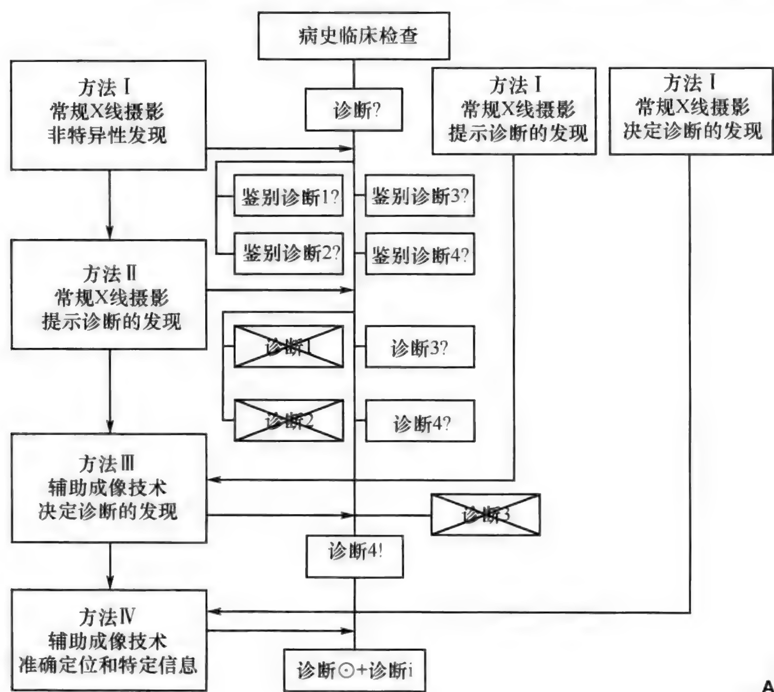
图 1-4　骨的密度和质地

在常规 X 线平片上观察椎体密度和质地的改变可以为诊断提供有用的资料

于显示那些“静止”病灶的分布感兴趣的话，放射科医生不应该一开始就对每个关节都拍摄X线片（这就是所谓的“关节全面检查”）。更明智的选择是行骨骼核素扫描，然后只对那些放射性药物浓聚的部位拍摄X线片。当发现一个单骨病变时，如果考虑它是多灶病变或系统性疾病的局部表现，例如多发性纤维性骨营养不良或转移性疾病时，为了研究其他可能受累部位，一个简单的放射性核素骨扫描比起广泛的多骨检查更是一个明智的选择。类似的，如果怀疑一个患者是髋关节周围的骨样骨瘤而标准X线片没有显示瘤巢时，为了找到病灶应该行放射性核素骨扫描。然后再进行CT检查来更准确地显示瘤巢的位置。

然而，如果常规检查可以显示瘤巢，骨扫描就可以从检查流程中删除了。因此，只有在需要显示瘤巢在骨中的确切位置和取得瘤巢的特定测量值时才行CT检查（图 1-5；同样见图 17-10）。如果怀疑病变在股骨头而X线片显示正常，接下来应该行MRI检查，因为它比CT和核素扫描更加敏感。接下来的正文中会描述很多类似的情况来表明正确的影像学检查流程能显著缩短诊断程序。

得到一个正确的诊断并不意味着影像学检查的结束，因为治疗方针往往是由特定疾病的显著特征来决定（图 1-6）。例如，通过常规X线摄影诊断出尤因肉瘤仅仅是影像学检查



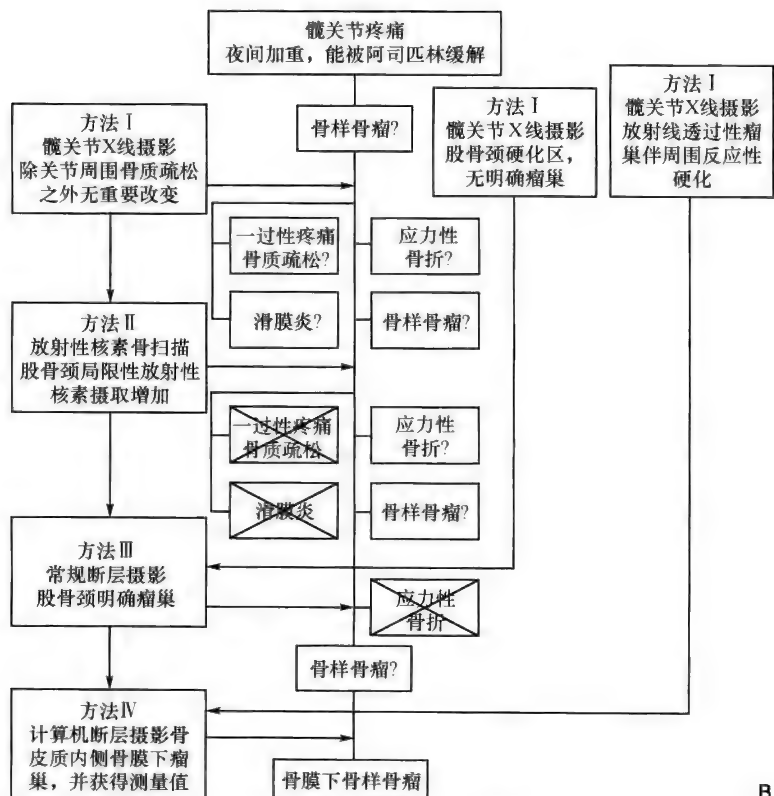


图 1-5　成像方法的流程

在常规 X 线平片上观察椎体密度和质地的改变可以为诊断提供有用的资料。(A、B)在病人的病史和临床检查的基础上做出疑似诊断(诊断?)。放射科医生建议合适的影像学检查流程，在此过程中排除一系列的疾病和缩小鉴别诊断的范围以获得正确的诊断(诊断!)。同时也提供了准确的定位(诊断⊙)和与正确诊断(诊断 i)相关的特定信息

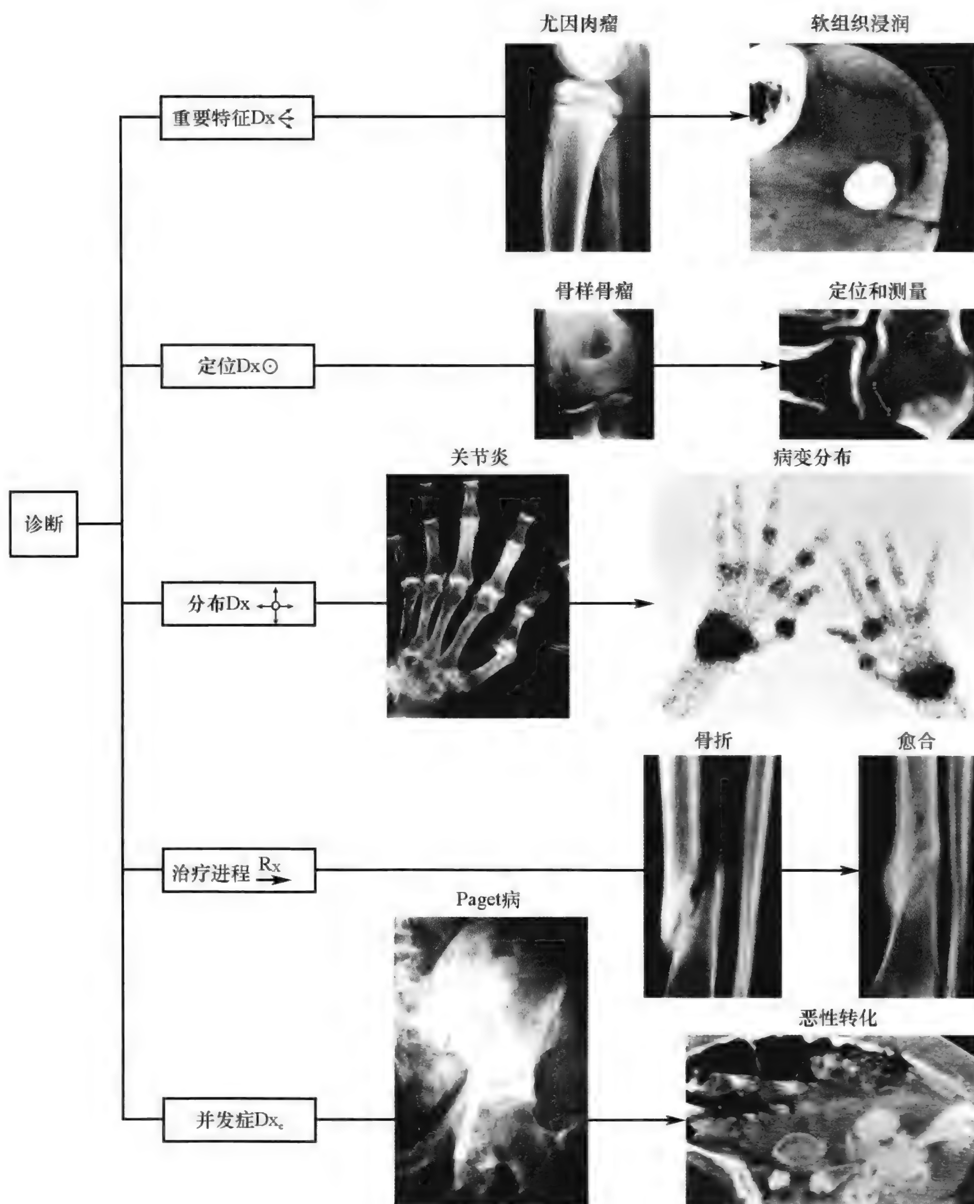


图 1-6　区别病变特征、治疗进展和并发症

诊断已知（Dx）。临床医师感兴趣的是（1）说明病变的重要特征（Dx），也就是病变的特点、范围、分级和其他相关资料；（2）病变在骨的定位（Dx⊙）；（3）病变在骨骼的分布（Dx）；治疗进程（Rx）；以及（4）并发症的出现（Dx_c）

的开端。必须要确认此种肿瘤的关键特征，比如骨内病变和软组织延伸（通过 CT 和 MRI）和病变的血管供应[通过常规动脉造影或磁共振血管成像（MRA）]。类似的，诊断骨肉瘤之后接下来必须要确定病变在骨内的准确范围和肿瘤周围骨髓的情况。这些可以通过 CT 检查测量 CT 值（见图 2-14）或通过 MR 显像伴或不伴增强扫描来精确地反映骨髓的信号。诊断 Paget 病可能是探索未知疾病过程中的重要成就，但是更重要的是进一步地寻找一个关键问题的答案：有任何恶性转化的迹象吗？（见图 29-19）。病变在骨骼系统或是特定骨中

的定位常常比诊断本身更为重要。最好的例子就是，骨样骨瘤的瘤巢的精确定位，因为不完整地去除病灶总是会导致疾病的复发。确定病变在骨骼的分布对于制定各种关节炎的治疗方案和处理转移性疾病的病人来说很有帮助。闪烁显像在此方面是一种非常有价值的技术。

骨科医生向放射科医生提出的很大一部分问题与监测疾病的治疗进程和可能并发症的表现相关。当诊断已经确定时，必须要确定疾病和病人的命运。在此阶段，比较之前和现在的影像学检查非常重要，因为这可以揭示特定疾病的动力学(见图 16-6)。同样的，在监测骨折的愈合过程时，连续地观察 X 线片和 CT 能确定一些有疑问的病例。良性肿瘤和肿瘤样病变最严重的并发症是恶性转化，可能发生于内生软骨瘤、骨软骨瘤、纤维发育不良或 Paget 病，辅助的显像技术比如闪烁显像、CT、PET-CT 和 MRI 在评价此方面扮演着重要的角色。

在诊断已经确立时，为骨科医生提供特定的信息也是放射科医生的重要职责。例如，如果诊断了剥脱性骨软骨炎，选择治疗方案时需要显示病变表面关节软骨情况的信息。这种信息需要关节造影或关节造影联合 CT 或 MRI 检查来获得(见图 6-40～图 6-42)。如果软骨未受损，就采用保守治疗；如果受损，更倾向于手术介入。类似的，在制定肩关节前脱位的治疗方案时，放射科医生应当知道关节盂软骨的情况和关节内可能出现的骨软骨游离体对于骨科医生的重要性(见图 5-50、图 5-52 和图 5-53)。应该用关节造影联合断层摄影(关节断层摄影)、CT(计算机关节断层摄影)或 MRI 来确定或排除这些情况(图 1-7)。

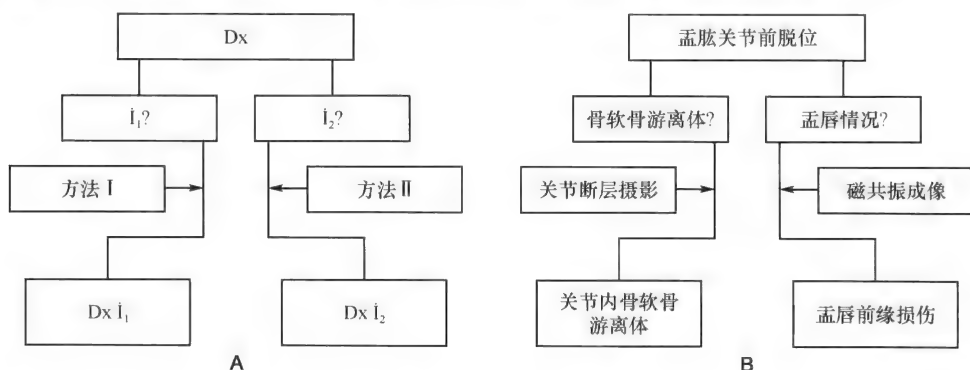


图 1-7 特定信息

(A、B)诊断已知(Dx)。放射科医生应该了解这些特定信息(İ)，例如，病变特征(İ1?)或病变范围(İ2?)，骨科医生需要它们来制定治疗方案。信息可能还包括病变的分布和定位、治疗进展或并发症的出现。使用最好的成像方法来显示所需信息是放射科医生的首要职责之一。根据所需的特定信息选择不同的成像方法

要获得正确的诊断和对疾病的准确评价，了解非侵入性影像学检查的局限性和知道何时进一步采用侵入性技术与之前已经提到的几点同样重要。这种情况的最好证明是肿瘤和肿瘤样病变的病例。很多肿瘤样病变有独特的影像学表现，可以通过常规检查来获得确切的诊断。在这种病例中，侵入性手段例如活检不会被采用。尤其是在一些确切的良性病变中这通常被称之为“不要触碰”病变(见图 16-52 和表 16-10)。这个名字“不要触碰”就解释了它自己的意思。例如骨岛(内生骨疣)、创伤后近皮质的骨化性肌炎和骨膜纤维瘤是确定的良性病变，它们的重要特征可以由合适的非侵入性技术来显示，而无需组织病理确认。在

这些病变上取活检可能会导致错误的诊断和治疗。例如，骨膜纤维瘤的组织学表现可能显示出类似于恶性肿瘤的侵袭性特征，在没有经验的医生手中，可能会导致不恰当的治疗。然而，有时候放射科医生会面临这样的情况，一系列的常规检查和高级的非侵入性技术只得到模棱两可的信息。在这种情况下，需要大胆地说出“我不知道这是什么，但是我知道需要做一个活检”(图 1-8)。透视引导下或 CT 引导下经皮穿刺活检可以由放射科医生在放射检查室中实施，可以减少使用昂贵的手术室所需要的时间和人员。有时候，放射科医生可以更积极地参与到疾病的治疗中，通过影像增强或在 CT 引导下实施栓塞治疗，或对骨病变行射频消融术。放射科医生更多地介入可以缩短病人的住院时间，减少花费。无论是普通 X 线摄影、闪烁显像、超声、CT、MRI 或其他方法，隐藏于影像图片中的信息，可以通过了解所用技术的灵敏度、空间分辨率、对比度分辨率和失真来有效地提取。但是，同时放射科医生应当永远不要忘记有些技术的缺点，例如对病人的辐射暴露或高昂的检查费用(图 1-9)。选择合适的成像方法不仅对病人有利，还能减少影像学检查和治疗的费用(图 1-10)。因此，肌骨系统放射科医生必须要制定基本的行动方针，以便实现他们获得正确诊断的目标。放射科医生必须考虑到成像方法的有效性、安全性、完成检查所需要的时间，同时还有检查费用(图 1-11A)。有效性主要取决于采用正确的显像流程，并且知道其中的哪些技术能更好地显示病变及其定位和在骨骼的分布，以及哪种技术能最好地检测治疗进程和并发症的出现(图 1-11B)。总的来说，为了充分掌握肌骨系统疾病的诊断和治疗，放射科医生以及相关临床医生应熟悉一系列的影像学方法和它们的正确使用。这将会增加诊断性影像学检查的精确性并且减少患者的辐射暴露和住院费用。

放射科医生的责任是：在采用更高级的方法之前，使用常规影像学方法，并且知道各种技术的功能和有效性；在诊断过程中遵循合理的顺序进行影像学检查。

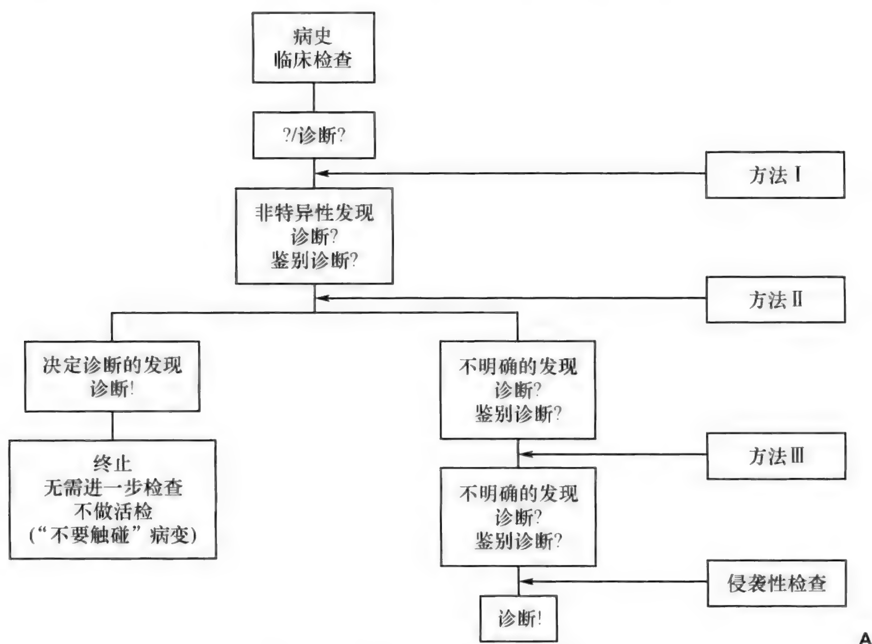


图 1-8　非侵入性和侵入性检查

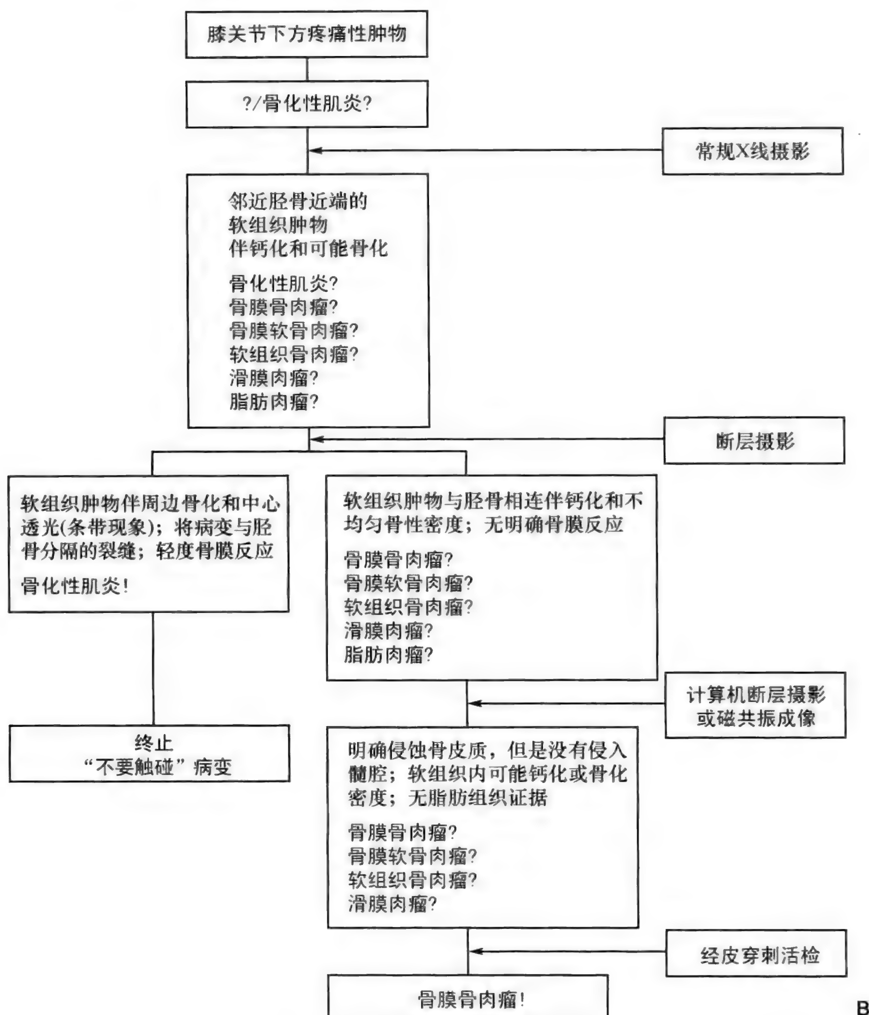


图 1-8 非侵入性和侵入性检查(续)

(A、B)诊断未知(?)或疑诊(诊断?)。非侵入性放射学检查可能提供足够的信息来做出无可置疑的诊断。无需进一步检查或活检，特别是当诊断确定是良性疾病时，这通常被称之为“不要触碰”病变。然而，非侵入性检查可能在每一步骤都产生非确定性信息。在这种情况下，需要进一步行侵入性检查比如活检

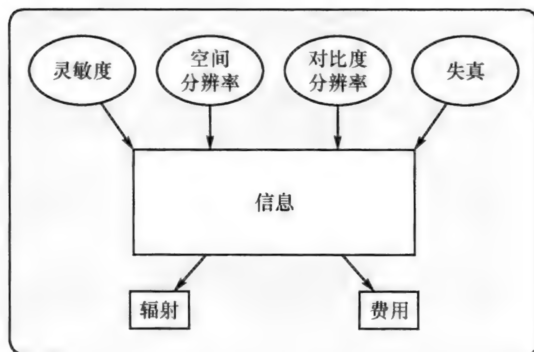


图 1-9 信息

决定影像学图片所提供信息的有用的重要因素

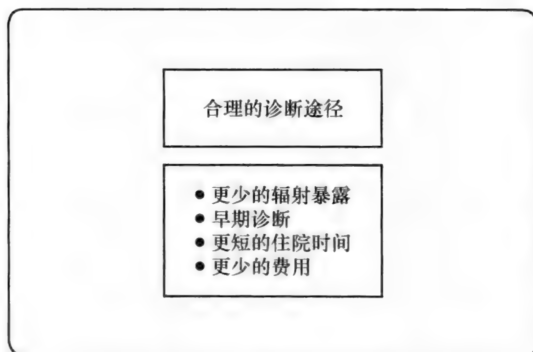


图 1-10 合理的诊断途径

合理诊断程序的优势

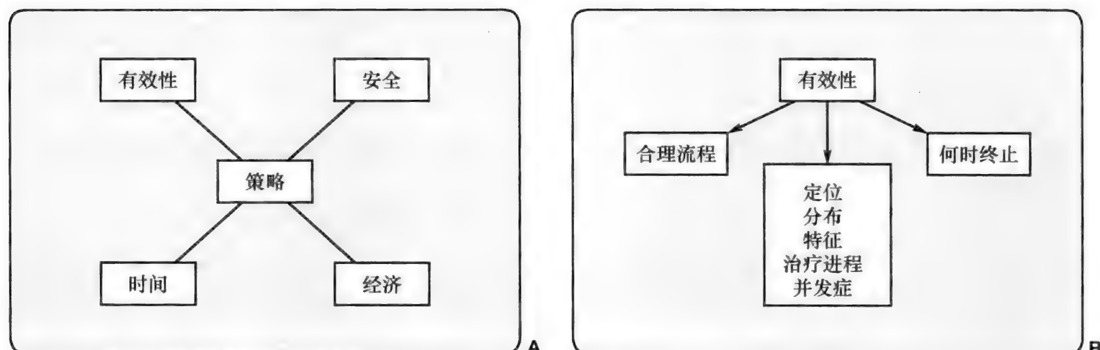


图 1-11 影像策略

寻求正确诊断的关键要素(A、B)

开始尽量使用非侵入性方法,但是,如果能缩短诊断过程的话采用侵入性手段。

加强放射科医生和骨科医生之间的交流,通过同样的表达方式和了解临床医生关于病变需要的信息。

向相关的临床医生提供各种成像技术的适应证、优点、缺点、风险、禁忌证和局限性。

(屈 辉 李新民 钱占华 译)

参考文献

Blackmore CC, Magid DJ. Methologic evaluation of the radiology cost-effectiveness literature. *Radiology* 1997;203:87–91.

Bolus NE, George R, Washington J, Newcomer BR. PET/MRI: the blended-modality choice of the future? *J Nucl Med Tech* 2009;37:63–71.

Brink JA, Heiken JP, Wang G, McEnery KW, Schlueter FJ, Vannier MW. Helical CT: principles and technical considerations. *Radiographics* 1994;14:887–893.

Brossmann J, Muhle C, Büll CC, et al. Cine MR imaging before and after realignment surgery for patellar maltracking—comparison with axial radiographs. *Skeletal Radiol* 1995;24:191–196.

Cascade PN, Webster EW, Kazerooni EA. Ineffective use of radiology: the hidden cost. *Am J Roentgenol* 1998;170:561–564.

Cheung AC, Bredella MA, Al Khalaf M, Grasruck M, Leidecker C, Gupta R. Reproducibility of trabecular structure analysis using flat-panel volume computed tomography. *Skeletal Radiol* 2009;38:1003–1008.

Cohen MD. Determining cost of imaging services. *Radiology* 2001;220:563–565.

Collier BD, Fogelman I, Brown ML. Bone scintigraphy: Part 2. Orthopedic bone scanning. *J Nucl Med* 1993;34:2241–2246.

Collier BD, Hellman RS, Krasnow AZ. Bone SPECT. *Semin Nucl Med* 1987;17:247–266.

Conway WF, Totty WG, McEnery KW. CT and MR imaging of the hip. *Radiology* 1996;198:297–307.

Delfaut EM, Beltran J, Johnson G, Rousseau J, Marchandise X, Cotten A. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiographics* 1999;19:373–382.

Deutsch AL, Mink JH. Magnetic resonance imaging of musculoskeletal injuries. *Radiol Clin North Am* 1989;27:983–1002.

Fishman EK, Magid D, Ney DR, et al. Three-dimensional imaging. *Radiology* 1991;181:321–337.

Fishman EK, Wyatt SH, Bluemke DA, Urban BA. Spiral CT of musculoskeletal pathology: preliminary observations. *Skeletal Radiol* 1993;22:253–256.

Foley WD, Wilson CR. Digital orthopedic radiography: vascular and nonvascular. In: Galasko CSB, Isherwood I, eds. *Imaging techniques in orthopedics*. London, UK: Springer-Verlag; 1989:145–158.

Gates GF. SPECT bone scanning of the spine. *Semin Nucl Med* 1998;28:78–94.

Genant HK, Wu CY, van Kuijk C, Nevitt MC. Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique. *J Bone Miner Res* 1993;8:1137–1148.

Gibson DJ. Technology: the key to controlling health care cost in the future. *Am J Roentgenol* 1994;163:1289–1293.

Hamper UM, Trapanotto V, Sheth S, Dejong MR, Caskey CI. Three-dimensional US: preliminary clinical experience. *Radiology* 1994;191:397–401.

Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (helical) CT. *Radiology* 1993;189:647–656.

Holder LE. Bone scintigraphy in skeletal trauma. *Radiol Clin North Am* 1993;31:739–781.

Holder LE. Clinical radionuclide bone imaging. *Radiology* 1990;176:607–614.

Jackson DW. The cost of diagnostic imaging: on our radar for 2009. *Orthop Today* 2009:29:3.

Johnson RP. The role of the bone imaging in orthopedic practice. *Semin Nucl Med* 1997;27:386–389.

Kaplan PA, Matamoros A Jr, Anderson JC. Sonography of the musculoskeletal system. *Am J Roentgenology* 1990;155:237–245.

Kumar R, Guinto FC Jr, Madewell JE, Swischuk L, David R. The vertebral body: radiographic configurations in various congenital and acquired disorders. *Radiographics* 1988;8:455–485.

Kuszyk BS, Heath DG, Bliss DF, Fishman EK. Skeletal 3-D CT: advantages of volume rendering over surface rendering. *Skeletal Radiol* 1996;25:207–214.

Levin DC, Spettell CM, Rao VM, Sunshine J, Bansal S, Busheé GR. Impact of MR imaging on nationwide health care costs and comparison with other imaging procedures. *Am J Roentgenol* 1998;170:557–560.

Loehr SP, Pope TL Jr, Martin DF, et al. Three-dimensional MRI of the glenoid labrum. *Skeletal Radiol* 1995;24:117–121.

Magid D, Fishman EK, Sponseller PD, Griffin PP. 2D and 3D computed tomography of the pediatric hip. *Radiographics* 1988;8:901–933.

Manaster BJ. Imaging of the musculoskeletal system. *Acad Radiol* 1995;2:S164–S166.

Margulis AR. Introduction to the algorithmic approach to radiology. In: Eisenberg RL, Amberg JR, eds. *Critical diagnostic pathways in radiology*. Philadelphia: JB Lippincott; 1981.

McDougall IR, Rieser RP. Scintigraphic techniques in musculoskeletal trauma. *Radiol Clin North Am* 1989;27:1003–1011.

McEnery KW, Wilson AJ, Pilgram TK, Murphy WA Jr, Marushack MM. Fractures of the tibial plateau: value of spiral CT coronal plane reconstructions for detecting displacement in vitro. *Am J Roentgenol* 1994;163:1177–1181.

Meschan I, Farrer-Meschan RM. Radiographic positioning, projection, pathology and definition of special terms. In: Meschan I, ed. *Roentgen signs in diagnostic imaging*, vol. 4, 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1987.

Mezrich R. A contrarian view of X-ray doses: it ain't necessarily so. *Appl Radiol* 2006:35:6–8.

Mirowitz SA. Fast scanning and fat-suppression MR imaging of musculoskeletal disorders. *Am J Roentgenol* 1993;161:1147–1157.

Moore SG, Bisset GS, Siegel MJ, Donaldson JS. Pediatric musculoskeletal MR imaging. *Radiology* 1991;179:345–360.

Murray IPC, Dixon J. The role of single photon emission computed tomography in bone scintigraphy. *Skeletal Radiol* 1989;18:493–505.

Nelson SW. Some important diagnostic and technical fundamentals in the radiology of trauma, with particular emphasis on skeletal trauma. *Radiol Clin North Am* 1966;4:241–259.

O'Sullivan GS, Goodman SB, Jones HH. Computerized tomographic evaluation of acetabular anatomy. *Clin Orthop* 1992;277:175–181.

Palmer WE, Brown JH, Rosenthal DI. Fat-suppressed MR arthrography of the shoulder: evaluation of the rotator cuff. *Radiology* 1993;188:683–687.

Palmer WE, Caslowitz PL, Chew FS. MR arthrography of the shoulder: normal intraarticular structures and common abnormalities. *Am J Roentgenol* 1995;164: 141–146.

Peterfy CG, Roberts T, Genant HK. Dedicated extremity MR imaging: an emerging technology. *Radiol Clin North Am* 1997;35:1–20.

Petersilge CA. Current concepts of MR arthrography of the hip. *Semin US CT MR* 1997;18:291–301.

Pettersson H, Resnick D. Musculoskeletal imaging. *Radiology* 1998;208:561–562.

Pitt MJ, Speer DP. Radiologic reporting of skeletal trauma. *Radiol Clin North Am* 1990;28:247–256.

Pretorius ES, Scott WW Jr, Fishman EK. Acute trauma to the shoulder: role of spiral computed tomographic imaging. *Emergency Radiol* 1995;2:13–17.

Richardson ML, Frank MS, Stern EJ. Digital image manipulation: what constitutes acceptable alteration of a radiologic image? *Am J Roentgenol* 1995;164: 228–229.

Rogers LF. From the editor's notebook. Imaging literacy: a laudable goal in the education of medical students. *Am J Roentgenol* 2003;180:1201.

Rubin DA, Kneeland JB. MR imaging of the musculoskeletal system: technical considerations for enhancing image quality and diagnostic yield. *Am J Roentgenol* 1994;163:1155–1163.

Ruwe PA, McCarthy S. Cost-effectiveness of magnetic resonance imaging. In: Mink JH, Reicher MA, Crues JW, Deutsch AL, eds. *MR imaging of the knee*, 2nd ed. New York: Raven Press; 1993:463–466.

Ryan PJ, Fogelman I. The bone scan: where are we now? *Semin Nucl Med* 1995;25:76–91.

Saini S, Seltzer SE, Bramson RT, et al. Technical cost of radiologic examinations: analysis across imaging modalities. *Radiology* 2000;216:269–272.

Seibert JA, Shelton DK, Moore EH. Computed radiography x-ray exposure trends. *Acad Radiol* 1996;3:313–318.

Sheppard S. Basic concepts in magnetic resonance angiography. *Radiol Clin North Am* 1995;33:91–113.

Siegel E. Primum non-nocere: a call for re-evaluation of radiation doses used in CT. *Appl Radiol* 2006;35:6–8.

Slone RM, Heare MM, Vander Griend RA, Montgomery WJ. Orthopedic fixation devices. *Radiographics* 1991;11:823–847.

Smith RC, Constable RT, Reinhold C, McCauley T, Lange RC, McCarthy S. Fast spin-echo STIR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18:209–213.

Steinbach LS, Palmer WE, Schweitzer ME. Special focus session—MR arthrography. *Radiographics* 2002;22:1223–1246.

Stoller DW. MR arthrography of the glenohumeral joint. *Radiol Clin North Am* 1997;35:97–116.

Swan JS, Grist TM, Sproat IA, Heiner JP, Wiersma SR, Heisey SM. Musculoskeletal neoplasms: preoperative evaluation with MR angiography. *Radiology* 1995;194: 519–524.

Swan JS, Grist TM, Weber DM, Sproat IA, Wojtowycz M. MR angiography of the pelvis with variable velocity encoding and a phased-array coil. *Radiology* 1994;190: 363–369.

Thrall JH, Aubrey O. Hampton lecture. Directions in radiology for the next millenium. *Am J Roengenol* 1998;171:1459–1462.

Udupa JK. Three-dimensional imaging techniques: a current perspective. *Acad Radiol* 1995;2:335–340.

Yamanaka Y, Kamogawa J, Katagi R, et al. 3-D MRI/CT fusion imaging of the lumbar spine. *Skeletal Radiol* 2010; 39:285–288.

第 2 章　骨影像检查技术

一、影像检查方法的选择

本章叙述目前骨科影像检查技术的原则和适应证。理解各种技术的基础对于诊断骨关节常见病变至关重要。它能帮助我们选定最有效的检查方法、最低的检查费用以及最小的射线暴露剂量。为了这个目的，对每种骨关节疾病选取恰当的影像检查方法就尤为重要，同时，使用常规检查方法时，要熟知其正常表现及对显示病变最佳的检查技术。要再次强调的是，常规 X 线技术仍然是显示骨关节病变最有效检查的方法。

运用放射学检查技术能检出并评价骨、关节及软组织的病变及其类型、范围等。因而，放射学及骨科医师必须了解各种检查方法的适应证、禁忌证及特定部位病变的最佳方法。"对某种疾病我应当采用什么检查方法?" 放射科或骨科医生经常会问这样的问题，而尽管对评估不同部位的病变有参考方法，但上述问题的答案却总是含糊不清的。骨与软组织疾病检查技术的选择不仅取决于临床需求，也由设备类型、专业经验及费用所决定，同时也受到患者需求的限制。例如，对离子或非离子型碘造影剂过敏就不能进行关节造影检查；植入心脏起搏器不能进行 MRI 检查；某些生理状态，如孕妇，禁止放射性碘剂治疗，而适于超声检查。选择检查时，应同时考虑时间及费用因素。

无论选择何种辅助检查方法，常规 X 线检查都应作为参照。多数情况下，影像检查技术的选取取决于病变的类型。例如，如果在常规 X 线检查后怀疑骨坏死，接下来就应行 MRI 检查，后者检出骨坏死远早于平片、CT 或骨扫描。在评价膝关节内病变时，首先应行平片检查，如无明显异常发现，则应行 MRI 进一步检查，由于 MRI 具有良好的骨髓、关节软骨、半月板及软组织密度分辨率。MRI 及 MR 关节造影(MRa)是目前评价肩袖损伤，尤其是疑有部分或完全撕裂时。尽管超声也能检出肩袖撕裂，但其敏感度和特异度均较低(分别为 68%、75%～84%)，而限制其应用。对于腕关节疼痛者，应行更进一步的检查，如 CT 关节造影或 MRI 等之前，先行平片检查。如疑为三角纤维软骨复合体或腕骨间韧带撕裂，或者腕管综合征，则应选择 MRI 检查，因为 MRI 能够提供肌肉、肌腱、韧带和神经间的良好对比。同时，如果疑有腕骨骨坏死，而平片检查阴性，也应选择 MRI 检查。在评价腕骨骨折或骨折愈合情况时，CT 检查由于其高空间分辨率，因而优于 MRI。诊断骨肿瘤方面，平片检查仍是首选。同时，为了评价骨肿瘤病变内及软组织侵犯范围等情况，也应同时行 CT 或 MRI 扫描，后者更能显示病变细节情况。为评估恶性肿瘤放化疗的疗效，使用钆作造影剂(Gd-DTPA)的动态增强 MRI 效果远优于骨扫描、CT 或者常规 MRI 扫描。

二、影 像 技 术

(一) 常规 X 线片

平片是评价骨关节疾病最常使用的检查方法，尤其是创伤方面。骨关节平片至少应包

含两个相互垂直的投照角度的影像，同时包括邻近两个关节(见图 4-1)。这能减少骨折、脱位和(或)半脱位的漏诊风险。小儿投照时，用健侧片作对比是必要的。通常情况下，标准平片包括正位和侧位两个投照体位；偶尔，如果必要，也需要斜位或某些特殊体位来评估复杂骨折的情况，如肘、腕和踝关节，以及盆腔。负重位用来评价关节在身体负重条件下的位置(见图 13-16)。如后续章节中描述的特殊检查，有时被用于显示骨关节的特殊病变。

(二) 放大 X 线摄影

放大 X 线摄影技术偶尔用于提高骨细节结构的显示(这些细节在标准 X 线片上显示欠佳)，而获得图像最大化的诊断信息。这种技术包括小焦点 X 线球管、特殊屏幕-胶片系统及增大物-胶片距离，从而产生骨关节几何放大图像，包含更大的形态和更多细节信息。这对显示某些关节炎及代谢性疾病早期病变尤其有效(见图 12-7)。偶尔，也用于显示常规平片难以发现的细微骨折线。

(三) 应力摄片

对评价韧带撕裂和关节稳定，应力摄片很重要。手部投照中，对疑有猎场看守人指，即第一掌指关节尺侧韧带损伤者(图 7-103B)，拇指外展位应力片可能有帮助。下肢投照中，膝及踝关节偶尔需要应力片。在评价由于韧带损伤所致膝关节不稳定者需要这种技术，如疑有膝关节内侧副韧带损伤者，对于前后交叉韧带损伤时较少使用。评价踝关节韧带损伤也可能需要应力片。内收及前伸位应力片最常使用(见图 4-4、图 4-10 及图 10-11)。

(四) 全长摄影

全长摄影是肢体长度测量的最常用检查技术。这项技术需要球管具有纵向光束为1/16英寸①的光圈，以及长的胶片盒。X 线球管沿检查床纵向移动。曝光过程中，球管跨越胶片全长，而投照全部肢体。这种技术能使 X 线束横断扫描骨端，因而能测量肢体长度。当无监控 X 线球管时，改良技术能进行髋、膝及踝关节三次分别曝光。检查时，将不透 X 线的带状测量装置纵向放置于检查床中心位置。偶尔，可获得骨关节 X 线描记摄片。对于此检查，患者仰卧位，下肢在胶片盒 3 英尺②上，测量长尺在身体一侧、采用单次曝光，中心位于膝关节，包括整个下肢及测量尺。

(五) X 线透视及录像

X 线透视技术是很多 X 线检查的基础，包括关节造影、肌腱造影、滑囊造影、动脉造影以及经骨或软组织穿刺活检等。包含录像的 X 线透视技术对于评价关节运动学非常有用。但由于其较大的放射剂量，仅在评价各种关节运动及观察一过性半脱位(腕关节不稳等)等情况下使用(见图 7-85)。偶尔也用于评价骨折愈合过程及稳定性的随访。脊髓造影经常使用透视技术，对观察造影剂在蛛网膜下腔的流动情况很有帮助；关节造影中，透视技术能观察穿刺针的位置及造影剂的流动情况；在骨科手术中，透视技术用于评价骨折复位及假体放置情况。

---

① 1 英寸=2.54 厘米。

② 1 英尺=30.5 厘米。

（六）数字 X 线摄影

数字 X 线摄影（DR）的名称源于运用数字影像获取过程，它使用包含光激电离荧光屏的影像板和影像读取装置获得影像，而后将潜在的影像信息由黑白对比扫描并激光打印于胶片上（图 2-1）。其原理是光激电离作用而发光。当荧光屏吸收了 X 线后，X 线的能量转换成光能产生荧光，其强度与荧光屏吸收的能量成正比。而这些光随即形成数字影像（计算机 X 线片）。



图 2-1　数字 X 线摄影

手部数字 X 线片，无边缘锐化（A）及边缘锐化（B）。骨骼细节及软组织显示优于普通 X 线片

计算机 X 线成像相对常规胶片/荧光屏 X 线摄影的主要优势是一旦获得影像，这些数字影像信息即可很方便地进行后续处理。其他优势包括通过调整图像的窗宽和窗位达到良好的对比和亮度，以及各种图像处理能力、信息的质量保证及便捷的检查存储和检索能力。除此之外，还可获得能量减影影像（也称双能减影）。即通过不同的滤过技术，连续或同时得到两幅图像，这两幅影像分别重建软组织或骨影像。

数字减影血管造影，通过视频及数字光盘实时采集透视的减影图像信息。这一技术在血管系统应用最广泛，也可用于关节造影。使用高性能、低噪声的视频相机能够采集注射造影剂前后的单帧图像，以用于减影。联合应用几何放大、电子放大及小阳极靶距能够使空间分辨率最大化。减影技术去除了周围的组织结构，使不透 X 线的血管及关节显影清晰。

非血管性 DR 可用于评价骨病变，联合应用造影剂，即称为数字减影关节造影（图 2-2）；用于评价关节细微病变，如三角纤维软骨或腕骨间韧带撕裂，或假体置换后的稳定性评估。

DR的优势在于提高影像质量、对比的敏感度及减少曝光量。还能提供有效的影像信息存储、检索及传输。数字影像可显示于胶片或影像监控设备上。数字影像最主要的优势是影像数据低的噪声，以及在动态窗宽调节分析能力上能与CT比拟。

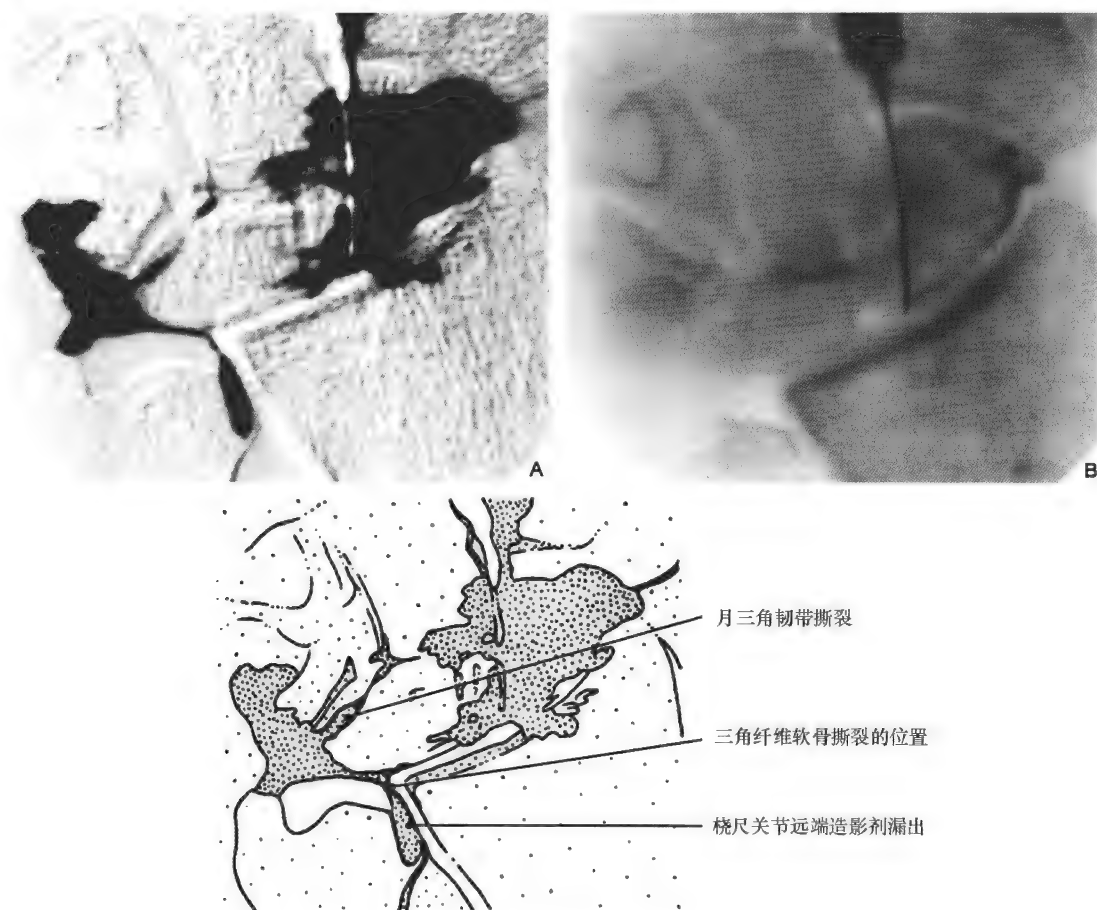


图2-2 数字减影血管造影

数字减影血管造影显示月三角韧带撕裂及三角纤维软骨复合体。(A)注射造影剂前的数字减影图像；(B)注入造影剂后影像[蒙B. J. Manaster(Salt Lake City, Utah)同意使用]

数字减影血管造影(DSA)是最常适用的DR衍生技术，常用于评价血管系统疾病，也能用于评估创伤、骨及软组织肿瘤。肢体创伤中，DSA能够有效地评估动脉阻塞、假性动脉瘤、动静脉瘘及动脉的横截面(图2-3)。DSA相对于常规影像技术的其他优势在于其影像图像能被迅速及多次重复研究。骨骼减影技术能清晰显示血管结构。在评估骨与软组织肿瘤方面，DSA对于肿瘤血管的评价非常有益。

(七) X线体层摄影

体层摄影是体部断层X线摄影，能够更精确评价常规X线片难以评价的小病变，或显示由于重叠因素显示不清的解剖结构细节。它采用曝光过程中X线球管和胶片盒的连续相反位移技术，移动的中心位于感兴趣区。通过检查区域上下影像位移装置的移动，检查目

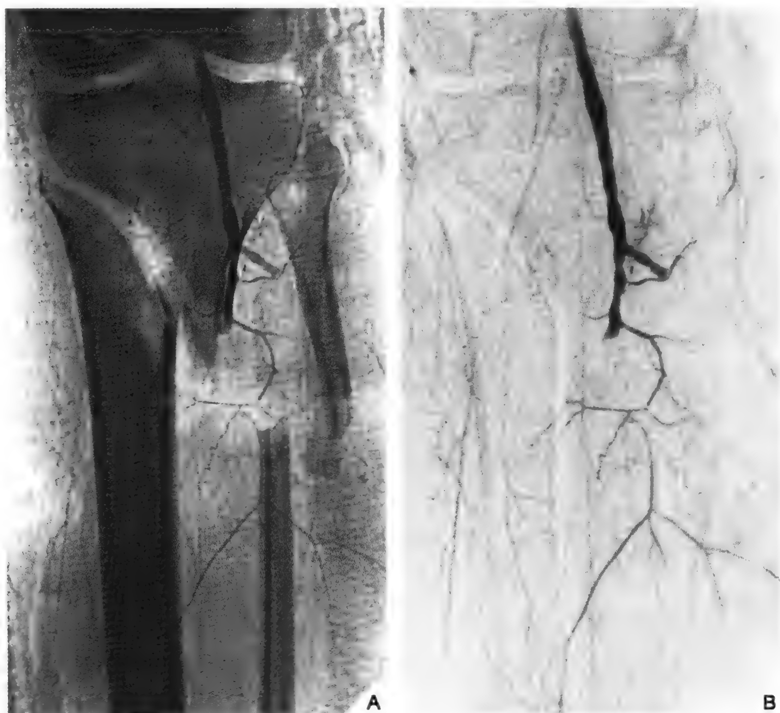


图 2-3　数字减影血管造影

23 岁男性胫腓骨骨折患者，数字 X 线摄影（A）及数字减影血管造影（B）显示腘动脉远端紊乱

标可在单个焦点平面上清晰显示轮廓。根据 X 线球管移动的距离改变焦点平面的层厚；球管移动的距离越长，断层平面的层厚越薄。最新发展的体层摄影装置能使影像更精确定位，而且能够检出 1mm 左右的病变。

最简便的体层摄影移动装置是线型，球管和片盒在直线方向上反向运动。这种线型装置很少用于骨科研究，由于其产生线状条痕经常干扰影像。不希望出现结构的影像位移越明显，则焦点平面分辨率越清晰。这就需要多个方向上的移动，就像厚层体层摄影或环形体层摄影技术，后者需要球管按确定倾斜角度做环状移动。曝光时，更多的多方向内摆线形或螺旋形复合运动可增加 X 线光束偏移的角度。这些复合运动非常有益，因为其产生更多影像位移及清晰影像。三螺旋体层摄影成为诊断骨关节病变的一项重要的 X 线摄影技术（见图 7-48及图 7-54B）。但是，体层摄影几乎已被 CT 所取代。

（八）CT

CT 为放射学检查技术，包括 X 线发生器、探测器及计算机数据处理系统。CT 系统主要的组成部分包括环形扫描机架、X 线发生器和计算机数据处理装置。扫描时患者平卧于机架内的检查床上。X 线球管绕病人旋转 360°，而使计算机采集数据生成轴位图像，或“切面”。每一幅切面图像代表身体 0.1～1.5cm 的厚度部分。

最新的 CT 扫描仪采用扇形 X 线束、固定探测器及预设置准直器。高度准直 X 线束穿过成像区域。组织吸收 X 线的程度依赖于其原子序数及特定组织的密度。未被组织

吸收的X线束被计算机探测并处理。CT扫描仪计算机软件将X线束密度转换为CT单位(Hounsfield单位),并与水的密度相比较。将水的密度定为0,空气密度定为－1000HU,正常骨皮质的密度定为＋1000HU。通常,获取轴位图像,如果需要,可行计算机多平面重建。

螺旋扫描技术进一步发展了CT。这种技术,即容积信息获取CT能够使用X线发生装置及探测器连续采集图像信息成为可能。它能够迅速获取容积数据信息,而进行0.5～10mm任意间隔的图像重建。而不必像传统CT那样每分钟最多采集12幅图像,螺旋CT能在24～32秒内获取全部图像信息、生成最多92幅影像。这一技术极大地减少了扫描时间、缩短了扫描间隔,而减少了扫描时的移动距离。同时也减少了运动伪影,提高了扫描结构的分辨力,并通过单次屏气获得了多幅重叠影像,极大提高了三维重建的能力。螺旋CT能显示扫描期间最大程度的对比增强,以达到检查病变的最佳效果。容积数据既能像普通轴位CT一样读取,还能进行多平面及三维重建。

CT由于其良好的图像显示能力,因而成为创伤及骨、软组织病变不可或缺的检查方法。创伤中,CT对于检出骨折或脱位非常有用;对于评价各种关节内疾患,如关节软骨损伤,或者是否存在钙化或非钙化性骨软骨游离体,以及关节周围软组织病变也同样很有帮助。CT对于评价创伤后关节的细微骨折,以及脊髓和硬膜囊的伴发损伤尤为重要。CT相对于常规X线具有良好的密度分辨率、精确的密度测量能力及直观的轴位图像显示(图2-4,也见图11-24C、图11-35B及图11-61B)。

CT的其他优势在于通过薄层、连续的骨骼断面图像运用重建技术得到冠状位、矢状位及斜位图像。这种多平面重建技术对于椎体定位尤其有益(图2-5),能够显示椎体水平方向上的骨折情况;也可评价盆腔(图2-6)、膝及踝关节等复杂骨折(图2-7);或跟骨病变、骶骨及骶髂关节、胸骨及胸锁关节、颞下颌关节以及腕关节疾患。现代CT扫描仪仅在受检层面使用扇形准直光束。最新的先进软件能进行三维重建,以利分析显示复杂解剖部位,如面部、盆腔、脊柱、足、踝及腕部等结构(图2-8～图2-11)。

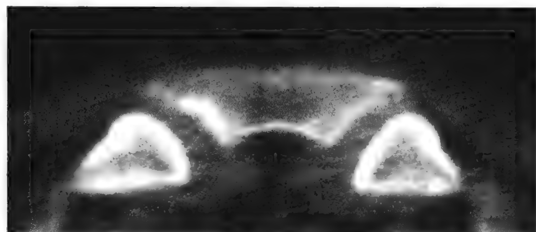


图2-4　CT横断面图像

横断面图像中,能够很好显示胸锁关节



图2-5　CT重建图像

矢状位CT重建图像显示颈5椎体泪珠样骨折情况,也能显示椎体的错位排列及最高狭窄[蒙Greenspan A(1992)同意使用]

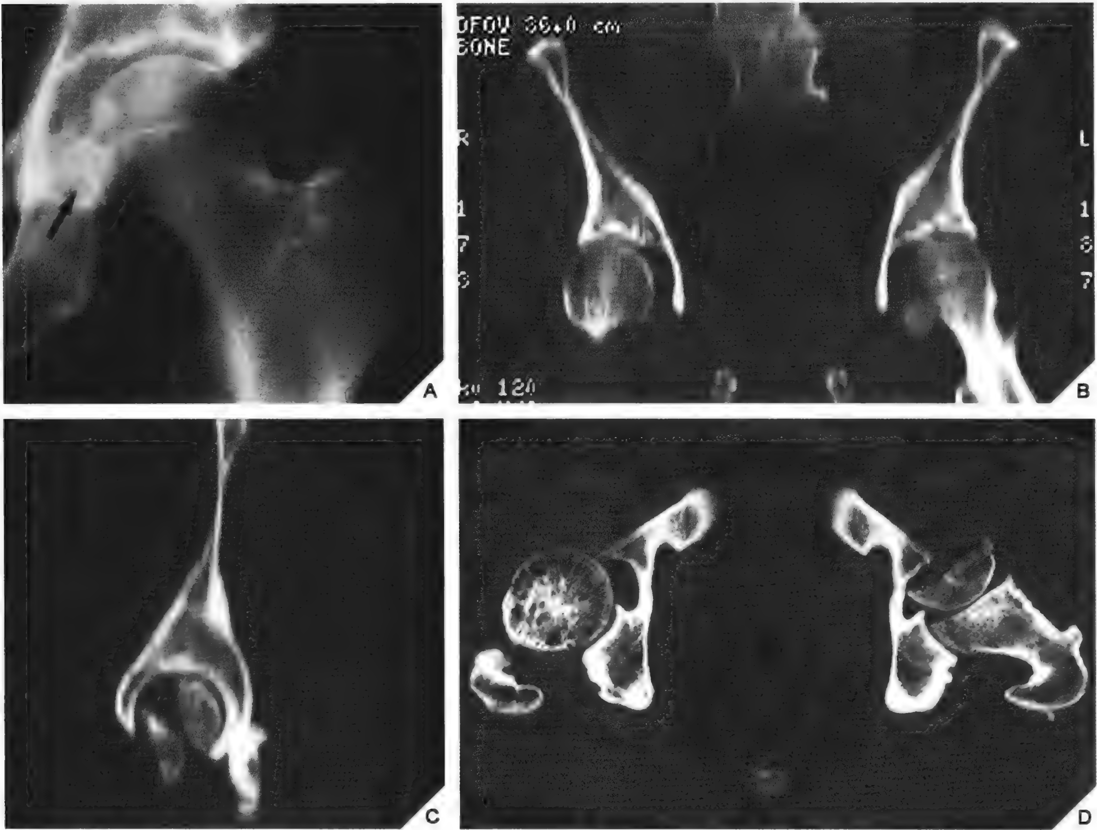


图 2-6　CT 多平面重建

62 岁男性，股骨头向后脱位。经复位治疗后，左髋关节前后位 X 线片(A)显示髋关节内侧间隙增宽，股骨头内侧部分脱位(箭头)。为进一步评价左髋关节情况，行 CT 检查，冠状位(B)及矢状位(C)重建图像显示股骨头骨折，且轴位图像(D)显示骨折部分 180°的旋转移位



图 2-7　CT 多平面图像

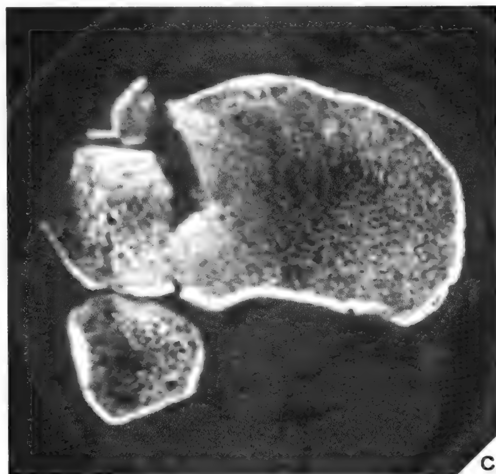


图 2-7 CT 多平面图像(续)
膝关节冠状位(A)、矢状位(B)及轴位(C)图像显示胫骨外侧平台的复杂骨折

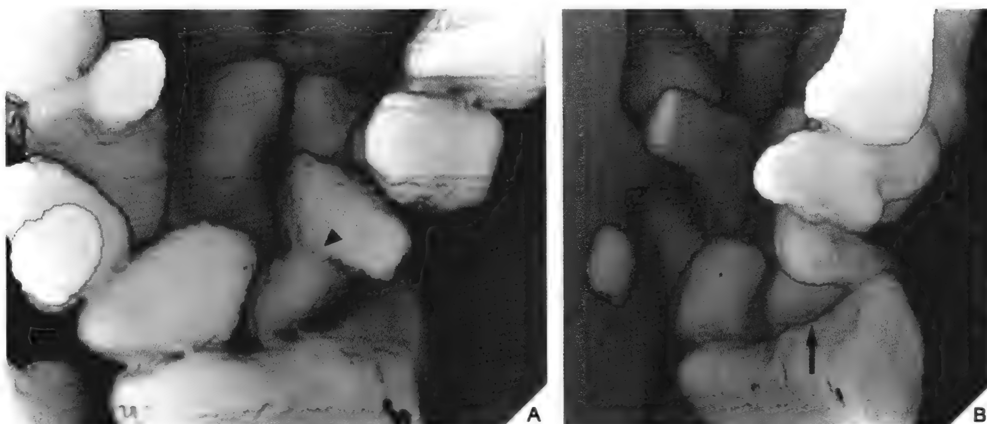


图 2-8 CT 3D 图像
腕关节前后位(A)及斜位(B)CT 重建图像显示舟骨腰部骨折(无尾箭头),伴骨折近端骨坏死(箭头)

新近的计算机系统能够根据感兴趣区三维影像制成塑料模具,这些模具利于术前评估及复杂重建手术的外科模拟练习。

最近,随着 64 排 CT 的应用,图像采集能在机架旋转亚秒级时间内完成,而生成高分辨率的容积数据,而同时病人所受射线剂量极小。更先进的高分辨率平板容积 CT(fpVCT),运用平板探测器,能生成极高分辨率的二维或三维图像。而且,它能减少金属和射线硬件伪影。除了以上特点,fpVCT 还能采集实时影像。

在评价创伤病变时,三维 CT 血管造影技术能够有效地确定是否存在骨折及邻近部位的血管损伤(图 2-12 及图 2-13)。

CT 由于其良好的密度分辨率及精确测量组织密度的能力,故在评价骨和软组织肿瘤方面扮演着重要角色。

尽管很少用 CT 做特异诊断,但它能精确评价骨病变的范围、显示皮质及轴位软组织受



图 2-9　肘关节 CT 三维重建
图像显示桡骨颈骨折(黑箭头)及鹰嘴骨折(白箭头)



图 2-10　CT 3D 影像
显示肱骨外科颈骨折(长箭头)及大结节骨折脱位(短箭头)

累的情况。而且,对于如肩胛骨、骨盆及骶骨等复杂解剖部位的骨肿瘤,CT 显示病变很有帮助,而这些病变在常规 X 线片上显示困难。如果考虑肿瘤保肢治疗,则 CT 检查对骨肿瘤的范围及播散程度的评估至关重要,以便术前计划好切除范围(图 2-14)。同时 CT 也能清晰显示骨内肿瘤的范围及其周围软组织诸如肌肉、神经血管束的侵犯情况。CT 还能评估肿瘤疗效,如术后复发、放化疗等治疗结果。

偶尔,还进行静脉注入碘对比增强 CT 检查。对比增强检查通过增加组织密度改变影像对比,显示 CT 图像的明暗对比。能够帮助显示在平扫 CT 上显示不清的可疑软组织肿块,或者评估血管结构及骨肿瘤。

CT 对于骨密度分析作用很大。CT 能够测量每个像素的密度,这是骨松质和骨皮质定量骨矿密度分析的基础。定量 CT(QCT)是一种参照与患者一起扫描的校准材料密度、测量以腰椎感兴趣区平均骨密度反映的骨矿含量

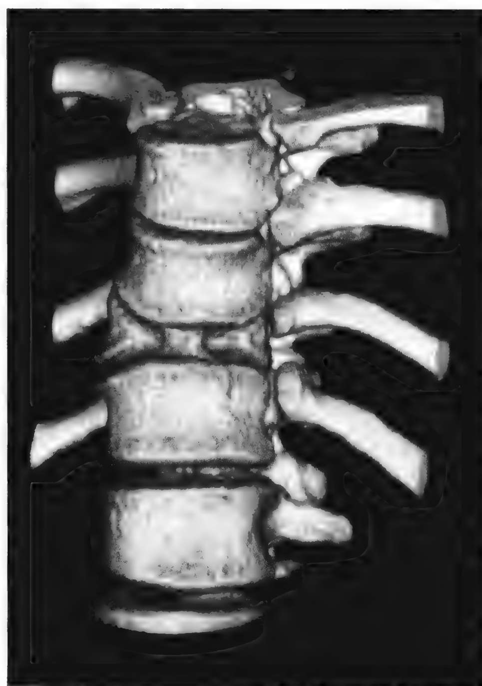


图 2-11　CT 3D 影像
胸椎 CT 3D 重建影像显示 T_{11} 前方的矢状裂隙,典型先天性蝴蝶椎表现

的一种方法。QCT 测量在 CT 扫描仪上进行，以同时扫描的校准材料的骨矿密度作为标准，CT 扫描定位像（见图 26-12）。评价骨骼的密度能够为骨质疏松及其他代谢性骨病提供帮助。

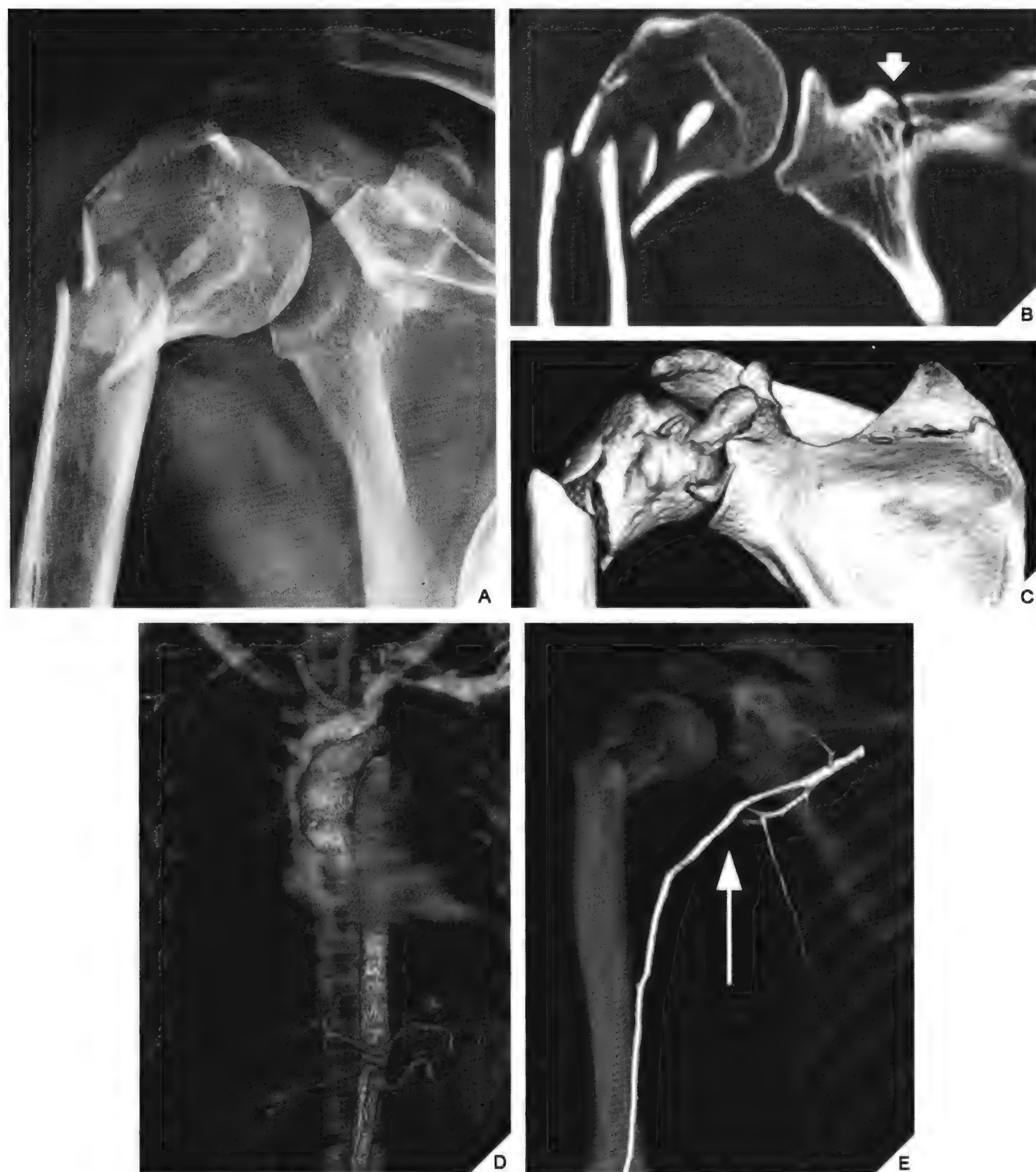


图 2-12　3D CT 血管造影

52 岁男性，因车祸胸部及右肩受伤。（A）常规右肩 X 线片显示肱骨近端骨折。（B）冠状位 CT 重建图像显示肱骨的骨折脱位情况，还可见肩胛冈的骨折（箭头）。3D 重建上述骨折均能清晰显示。（C）由于临床怀疑胸部和右肩血管损伤，故行 3D CT 血管造影检查。（D）胸部大血管显影完整。（E）右肩及手臂正位 CT 造影片显示腋动脉及肱动脉（箭头）显影良好，但由于周围巨大软组织血肿而发生移位

CT 也是骨或软组织病变穿刺活检的重要方法，因为其能够清晰显示病灶内的穿刺装置(图 2-15)。

CT 的缺点包括部分容积效应，能导致局部小病变内的密度不均。尤其是 CT 值测量难以区分单位组织病变的密度不同成分。当部分容积效应出现于正常与病变交界区时，区分尤其重要。

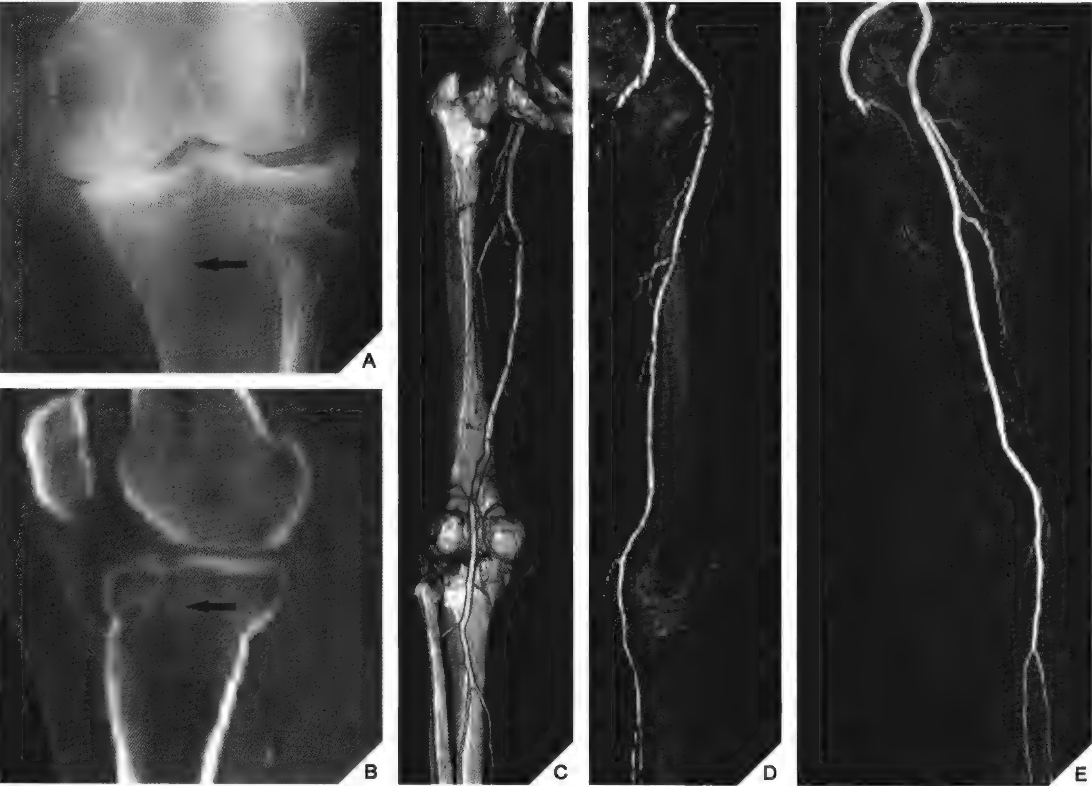


图 2-13　3D CT 血管造影

68 岁男性，车祸伤。(A)左膝正位片及(B)CT 矢状位重建图像显示胫骨内侧平台骨折(箭头)，也显示膝关节骨关节炎。由于临床怀疑腘动脉损伤，故行 3D CT 血管造影检查。(C)后前位，和(D)侧位示股动脉及腘动脉显影完整，正面血管减影图像(E)

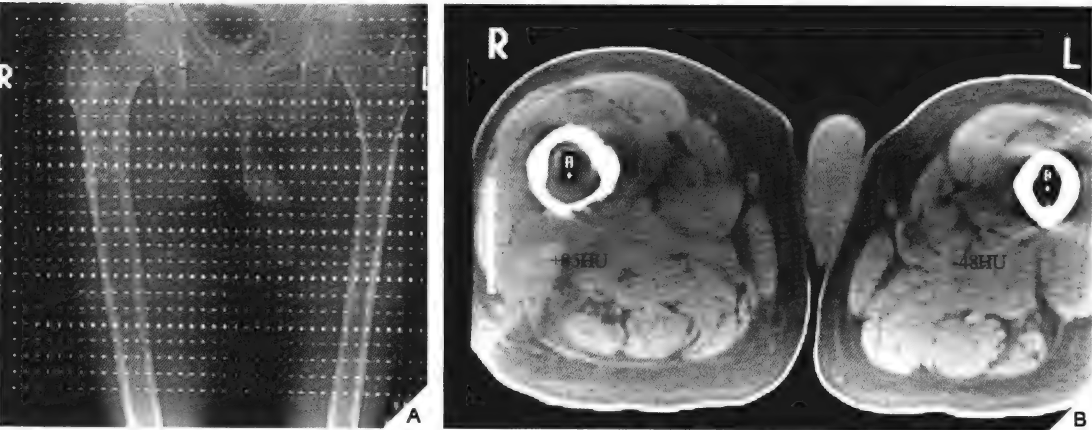
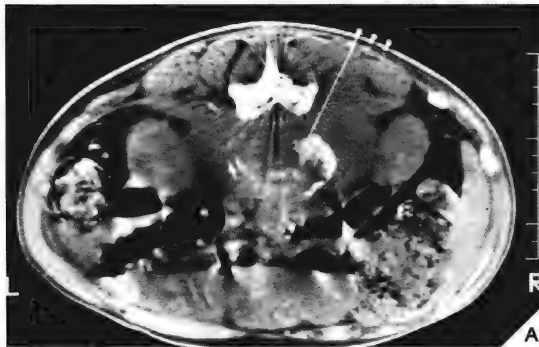


图 2-14　CT 值测量



图 2-14 CT 值测量(续)

如果要考虑保肢治疗,CT 评估软骨肉瘤的病变范围至关重要。(A) 1cm 层厚,连续断层显示肢体病变与非病变区域。(B)测量肿瘤远端髓腔内 CT 值。CT 值+85HU 显示存在肿瘤;而 CT 值-45HU 则为正常髓腔密度。(C)长度测量从关节近端 *A* 点至肿瘤远端边界 *B* 点 5cm 处。*C* 点为最远端横断面,显示髓腔内仍有肿瘤[蒙 Greenspan A(1989)同意使用]



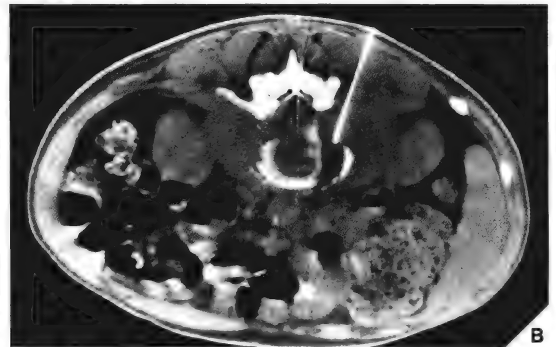


图 2-15 CT 引导下穿刺活检

CT 引导下行受累椎间盘的穿刺活检术。(A)由皮肤表面至感兴趣区(椎间盘)的穿刺装置。(B)CT 引导下见穿刺针位于部分破坏的椎间盘内

CT 其他的缺点在于组织特异性较差。尽管 CT 能够区别组织密度,但仅凭密度分析不能精确确定组织病理特征。此外,患者在扫描时的任何移动都可产生伪影而降低图像质量。同时,尽管目前已有许多重建技术能够减少金属移植物的伪影,但各种金属(假体或各种骨针、螺钉等)都会产生伪影而影响观察。最后,射线剂量有时会较高,尤其是检查时获取连续或重叠层面的图像时。

(九) 关节造影

关节造影技术是将造影剂("阳性"造影剂——稀释的碘剂,"阴性"造影剂——空气,或二者混合造影剂)注入关节腔内。尽管已经有了新的影像检查方法,如 CT 和 MRI,但关节造影仍然是很重要的常规检查方法。但部分关节造影检查已被更先进的检查技术所取代。事实上并不是因为关节造影检查操作困难,而是由于它比超声、CT 或 MRI 结果更易解释,所以更方便评价各关节情况。尽管各关节都能注入造影剂进行造影检查,但目前最常用的是肩、踝和腕关节造影。造影前的常规图像很重要,因为造影剂会影响某些关节病变的显示(骨软骨体等)。关节造影对显示肩袖撕裂(图 2-16,也见图 5-60 及图 5-61)及肩关节囊粘连(见图 5-77),以及剥脱性骨软骨炎、骨软骨体和肘关节软骨的细微病变(见图 6-42)都很有效。腕关节损伤中,关节造影对诊断三角纤维软骨复合体病变极具价值(图 2-17,也见

图 7-29)。评价腕部疼痛时,运用三重注射技术及联合评估腕关节数字减影关节造影图像(见图 2-2)与造影后 CT 及 MRI 影像已成为一项很有用的检查方法。



图 2-16　肩关节造影

盂肱关节注入造影剂后肩峰下-三角肌下滑囊复合体充盈(箭头),显示肩袖损伤



图 2-17　腕关节造影

向桡腕关节注入造影剂后,尺桡骨远端充盈(箭头)显示三角纤维软骨复合体撕裂

尽管膝关节造影几乎已被 MRI 完全取代,但仍可用于显示软组织病变,如关节囊、半月板及各种韧带结构(见图 9-64)。对于关节软骨情况,也能提供很多重要信息,特别是疑有微细软骨或骨软骨骨折,或确定是否存在骨软骨体(剥脱性骨软骨炎)时(见图 9-53C 及图 9-54)。

对于任何关节,关节造影都能联合数字影像(数字减影关节造影)技术(见图 2-2)、CT(CT 关节造影)(图 2-18)或 MRI(MRa,MR 关节造影)(图 2-19),而提供更多信息。



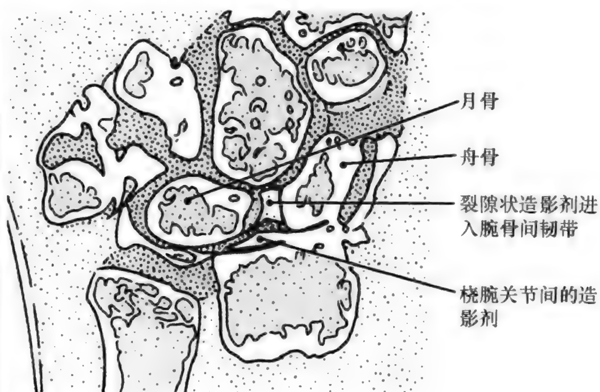


图 2-18　CT 关节造影

冠状位 CT 腕关节造影显示细裂隙状造影剂沿桡腕关节至撕裂的舟月韧带,而在常规腕关节造影片上难以显示

关节造影的绝对禁忌证很少,即使对于碘剂高度敏感者,也是相对禁忌证,因为这种情

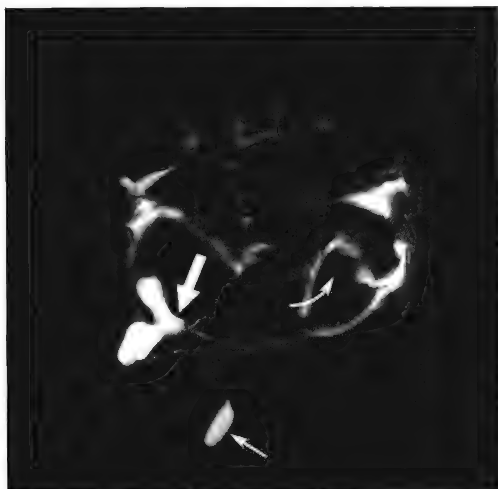


图 2-19 MR 关节造影

桡腕关节注入造影剂后，冠状压脂 T_1WI 显示桡月关节远端的造影剂（细箭头），诊断为三角纤维软骨复合体撕裂。除了注意月三角韧带撕裂外（粗箭头），还应观察到舟骨不全骨折内进入的裂隙状造影剂（弯箭头）

况下可使用空气作为造影剂。

（十）肌腱造影和滑囊造影

偶尔，为评价肌腱的完整性，也向腱鞘内注入造影剂。这就是肌腱造影（见图 10-13 及图 10-72）。自从有了像 CT、MRI 等新的检查方法后，肌腱造影已很少采用。临床相对适应证为评价下肢肌腱（如腓骨长、短肌腱和胫骨前、后肌腱，以及趾长屈肌腱）及腕管内滑囊腱鞘的创伤和炎性病变。

滑囊造影是向各种滑囊内注入造影剂。一般不采用此项检查，仅偶尔用于向肩峰下-三角肌下滑囊复合体注射造影剂，以显示部分肩袖撕裂

（十一）血管造影

将造影剂直接选择性注入动脉或静脉分支内，可评价脉管系统各种病变，能够提供局部病理情况的精确信息。动脉造影检查，造影剂注入动脉内摄片，通常过程迅速。静脉造影时，是将造影剂注入静脉。二者常用于评价创伤，尤其是疑有血管损伤时（见图 2-3 及图 4-14）。

评价肿瘤时，动脉造影主要用于勾画骨病变轮廓，显示病变血管及评价病变范围。也用于显示肿瘤供血血管，及确定动脉内化疗的合适血管位置。由于包含大部分血管的肿瘤部分代表了肿瘤最具侵袭性的病变成分，所以血管造影对显示切开活检的部位很有意义。偶尔，血管造影用以显示异常肿瘤血管，以证实 X 线片或体层摄影结果（见图 16-16B）。血管造影对于计划保肢治疗者极具意义，因为它能显示局部血管解剖结构，以评估肿瘤切除后的代偿血供情况。有时，良性病变切除前，血管造影用以显示其主要血管（见图 16-17）。也被用于介入治疗，如肿瘤进一步治疗前进行的血管栓塞术（见图 16-18）。

（十二）脊髓造影

脊髓造影时，将水溶性的造影剂注入蛛网膜下腔，使其与脑脊液混合后，形成较脑脊液比重高的不透 X 线的柱状液体。倾倒患者身体，受重力作用，不透 X 线的液体在蛛网膜下腔内上下移动（见图 11-17 及图 11-51）。穿刺点常位于 L_2～L_3 或 L_3～L_4 水平。颈部可选 C_1～C_2 穿刺（见图 11-17A）。脊髓造影检查现已几乎完全被高分辨 CT 或 MRI 取代。

（十三）椎间盘造影

椎间盘造影是向髓核内注入造影剂。尽管这项技术争议颇多，已被多数学者摒弃，而且适应证严格及无菌操作，但仍能提供一些有益信息。

椎间盘造影对帮助诊断患者下背部疼痛有价值。它不仅是一项检查技术，因为在注入造影剂时可产生疼痛或诱发疼痛，这就能获得比单纯影像更多的诊断信息。椎间盘造影常

联合CT使用(即所谓CT椎间盘造影)(见图11-52及图11-53)。根据1988年北美脊柱学会的观点,椎间盘造影应适用于评价持续脊柱疼痛,伴或不伴剧烈疼痛,或各种保守治疗无效的疼痛持续时间大于4个月以上的患者。基于同样的解释,椎间盘造影前应进行其他影像检查(如CT、MRI及脊髓造影)及外科的正确处置。

(十四)超声

在过去几年里,超声已对影像学产生了巨大影响,而且成为肌骨影像的有用工具。它有其固有的优势,如相对廉价、容易和健侧对比、无射线及方便用于床旁和术中检查。超声是一项非侵入性检查,依赖于和身体组织接触面的声波传播。当直接的声波脉冲遇到不同声阻抗的组织界面时,就会发生反射或折射。随即声波反射回超声探头,而产生影像。

有很多种类的超声扫描仪。现代超声设备能动态反映影像信息,即向透视一样"实时"成像。超声实时成像时,任何扫描平面影像都可通过简单的移动超声探头获得。即包括横断和长轴段面,也有任意斜切面图像。现代探头技术已使超声检查广泛用于骨科影像(图2-20)。7.5和10MHz的高频探头超声具有良好的空间分辨率,而成为四肢骨理想的检查工具。

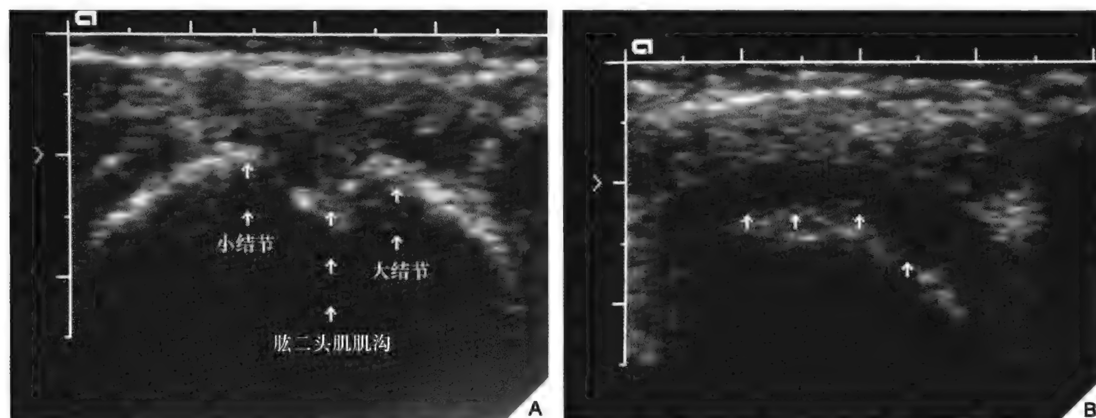


图2-20　肩关节超声

(A)显示骨骼标记(大、小结节,肱二头肌肌腱沟)及(B)肌腱结构,如冈上肌肌腱(箭头)轮廓

肌骨系统超声检查的适应证包括评价肩袖、各种肌腱损伤(跟腱)、Osgood-Schlatter病,以及偶尔用于检查软组织肿物(如血肿)。

超声最有效的适应证是评价婴儿髋关节情况。对于髋关节软骨,超声检查有很多有利因素,如实时成像的能力,能反映运动和应力,以及无射线和相对价廉。最新的研究方向是评价髋关节发育不良的三维超声。3D超声能够显示关节矢状面和头向足侧面的图像(见图32-16及图32-17)。超声技术的优势不仅在于实时成像,而且能够进行重建,在工作站上能对容积图像进行后处理。这就能够从影像中选取可用部分进行测量及提高解剖信息的显示。

最近超声被用于诊断风湿性疾病,特别是显示关节内和关节旁的积液,以及腘窝肿块的鉴别诊断(动脉瘤、Baker囊肿、滑膜增生,图2-21)。

更多的新技术已部分用于肌骨影像,如多普勒超声或彩色血流显像,它反映了红细胞的运动情况。主要用于显示动脉狭窄或静脉血栓(图2-22及图2-23)。然而,在观察软组织良性肿瘤(如Baker囊肿,图2-24)或恶性肿瘤的血管情况时有一定的局限性。

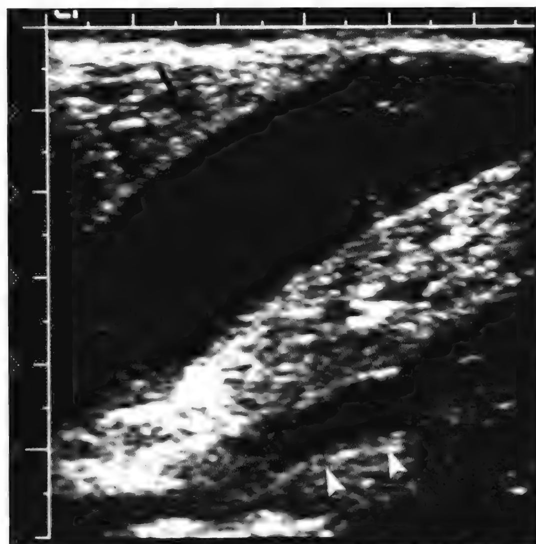


图 2-21　腘窝超声

45 岁女性，类风湿关节炎，膝关节背侧疼痛并向腿部放射。临床疑有深静脉血栓(DVT)，行超声检查。超声检查无深静脉血栓，但显示一较大的 Baker 囊肿(细箭头)。无尾箭头示患者腘静脉

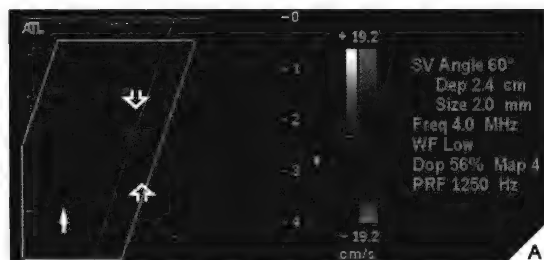
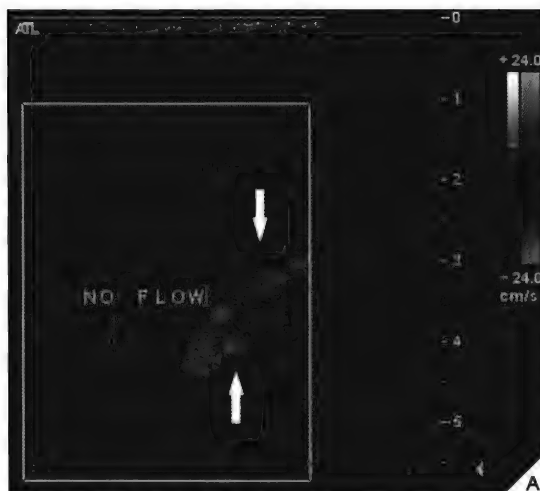




图 2-22　深静脉血栓超声

76 岁男性，有左下肢慢性疼痛病史。(A)腘窝彩色多普勒影像示腘静脉低回声区域(箭头)代表管腔内血栓。更多近侧标记显示血栓周围的血流情况(空心箭头)。(B)作为对比显示同一区域的正常彩色多普勒超声



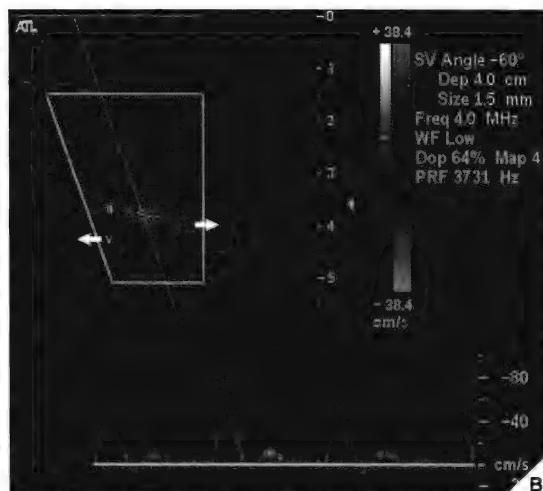


图 2-23　动脉闭塞超声

67 岁女性，有运动后跛行病史。(A)多普勒超声显示股浅动脉完全闭塞。湍流(粗白箭头)与血流动力学相符，示明显狭窄或阻塞。(B)正常彩色和脉冲多普勒。箭头示静脉及动脉的血流方向

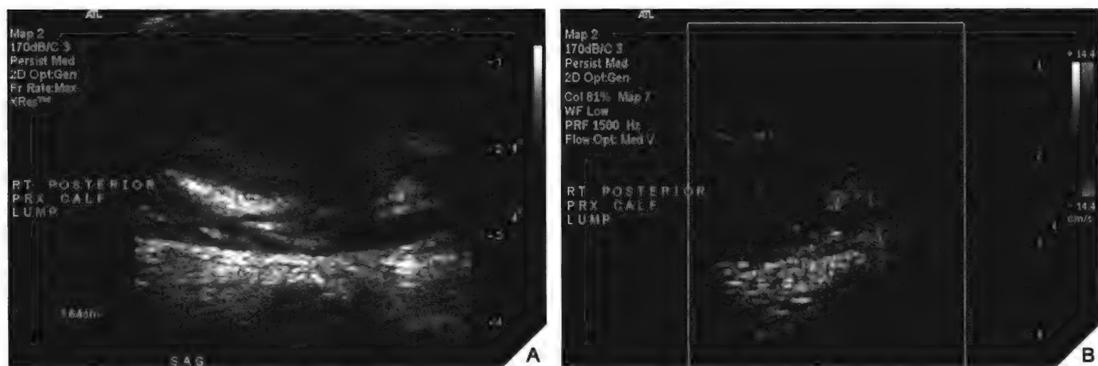


图 2-24　腘窝超声

41 岁女性，腘窝区疼痛性肿块。彩色多普勒超声显示完整的 Baker 囊肿，内部为均质高回声液体(A)及由于慢性破裂产生的碎屑、继发感染改变及血供增多(B)

(十五) 核素显像(骨扫描)

核素显像是一项检查注入体内的放射性核素分布情况的技术。静脉内注入放射性药物后，将患者置于荧光相机前，通过相机前碘化钠晶体检测体内 γ 射线的剂量而反映其放射性分布。扫描相机获取不同体位的影像，包括部分或整个身体。

骨扫描相对于其他影像检查的优势在于能够一次获得全部骨骼系统的影像(图 2-25)。

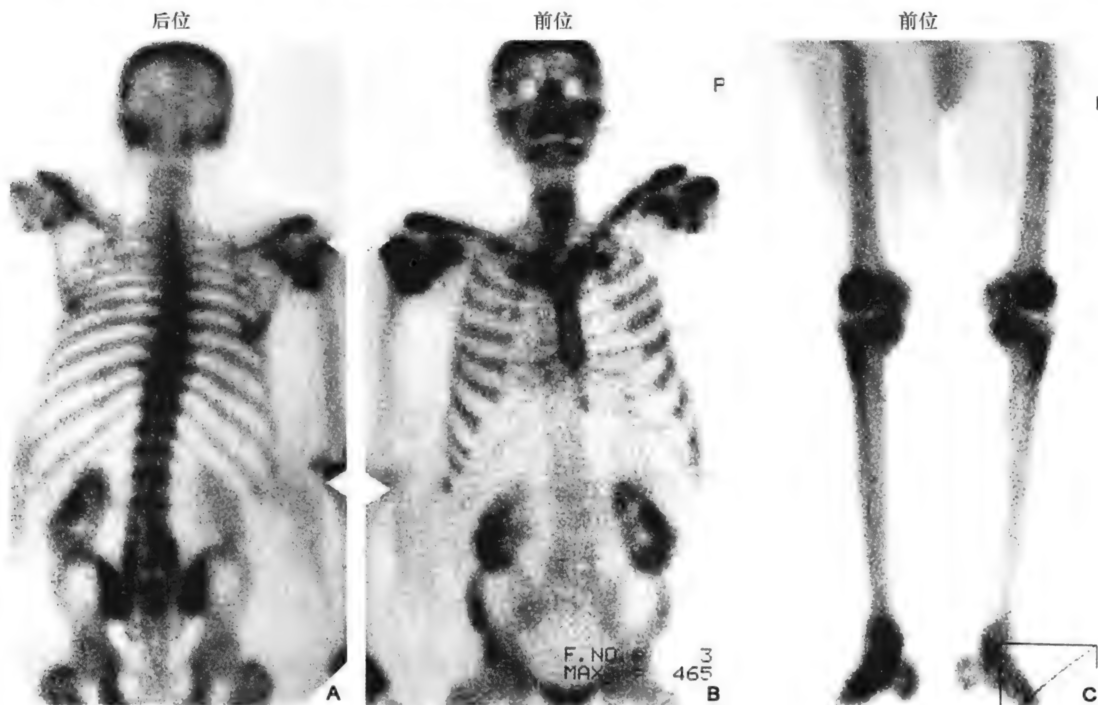


图 2-25　核素骨扫描

肾病患者继发甲状旁腺功能亢进，核素扫描显示以下异常：由于输尿管梗阻引起的左肾积水，双侧锁骨远端再吸收改变，及双侧肩关节旁的软组织异位钙化

如 Johnson 所说，它通过对比病变邻近部位正常骨的代谢，而提供病变解剖部位的代谢影像。骨扫描能够检查病变、显示病变分布及帮助评价病变。适应证包括创伤、肿瘤（原发或转移）及各种关节炎、感染和代谢性骨病。异常影像包括骨骼放射性减低（骨坏死早期）或浓聚（如骨折、肿瘤、骨髓炎等）。

某些正常结构也可显示放射性浓聚（如骶髂关节或关节盘）。

核素扫描敏感度高；但特异性较差，常不能区别引起吸收增高的各类疾患。但有时骨扫描却非常特异、有效，甚至能明确诊断，如多发性骨髓瘤或骨样骨瘤。骨髓瘤核素扫描无某些放射性药物吸收浓聚，而不同于骨转移瘤，后者多为示踪剂吸收显著增加。骨样骨瘤核素扫描典型表现为所谓双密度征，即瘤巢中心浓聚，而周边反应骨吸收减淡（图 2-26）。



图 2-26 骨样骨瘤—核素扫描诊断

4 岁女性，依症状诊断为骨样骨瘤；但平片（A）无法显示瘤巢。核素检查（B）显示特征性的“双密度征”：骨样骨瘤瘤巢中心区浓聚（长箭头），而其周围反应硬化区显影减淡（短箭头）

核素骨扫描反映骨骼代谢程度。由于骨代谢改变及修复区域时常有放射性药物示踪剂的浓聚，因为骨扫描能够检出肿瘤和肿瘤样病变区。特别适用于骨纤维结构不良、朗格汉斯细胞增殖症及转移癌等多发病变，以及某些代谢“沉默区”。还能检出像骨样骨瘤等在 X 线片上显示不清的小病变。大多数情况下，由于良恶性肿瘤均有血流及成骨活动增加而表现为核素聚集，故核素骨扫描不能鉴别两者。

在创伤方面，核素扫描特别适用于诊断早期应力性骨折，这些骨折平片甚至断层扫描均无法显示。常用于鉴别胫骨应力性骨折与骨赘。急性应力性骨折时，灌注增加及充血，延迟相可见病变部位带状或梭形浓聚。与之相反，胫骨骨赘血流相正常，血池延迟相显示纵向线型浓聚。核素骨扫描也用于诊断老年人骨质减少引起的骨折，后者在常规平片上表现正常。

骨扫描对代谢性骨病也很有帮助，如评价 Paget 病的骨病变累及范围及对治疗的反应。尽管对骨质疏松患者并无价值，但偶尔可鉴别由于骨质软化导致的骨质疏松与转移癌导致的多发椎体骨折。另外，骨扫描对神经性营养不良综合征也有一定作用。

骨扫描常用于评价感染病变。锝-99m（^{99m}Tc）二磷酸盐化合物（MDP）及铟-111（^{111}In）对于检出早期及隐匿性骨髓炎敏感性很高。而对于慢性骨髓炎的治疗反应，镓-67（^{67}Ga）枸橼酸盐显像比^{99m}Tc-磷酸盐骨显像更准确。对慢性骨髓炎的急性复发显像，^{111}In 可作为显像剂。然而，必须强调的是，由于^{111}In 标记的白细胞也存在于增生的骨髓中，所以这种情况下检出慢性骨髓炎的敏感性降低。为提高诊断能力，推荐联合使用^{99m}Tc-硫胶体骨髓显像及^{111}In 标记白细胞显像。使用锝磷酸盐作为示踪剂的三或四时相显像技术能有效鉴别软组织感染（蜂窝织炎）与骨感染（骨髓炎）。

最近对于诊断感染病变推荐使用^{99m}Tc-六甲基丙二基胺肟（HMPAO）标记的白细胞显像。这些白细胞的代谢动力学及分布与^{111}In 标记的白细胞类似。但^{99m}Tc 具有良好的分辨率和密度计数，所以较^{111}In 标记白细胞显像更具优势。

肿瘤方面，骨扫描最常用于检出骨转移病变。也常用于确定病变范围，即发现所谓的跳跃灶或骨内转移灶，但这并不是骨病变的方法。要强调的是骨扫描并不能确定肿瘤类型；但对于发现或检出某些原发肿瘤，如多中心骨肉瘤也许有帮助。

^{99m}Tc MDP 显像被用于确定骨病变是单发还是多发。这对肿瘤分期至关重要。但要谨记的一点是，经过显像剂吸收的程度可能与病变侵袭性相关，但并非也与其组织病理分级一致。^{67}Ga 显像显示软组织肉瘤浓聚，能够帮助鉴别良性软组织病变。

尽管骨扫描能够显示骨原发恶性肿瘤的范围，但不如 CT、MRI 准确。它能显示病变局灶复发，偶尔可显示病变对治疗的反应（放疗或化疗）。

骨扫描对于评价关节炎极有帮助，能够显示骨骼病变的分布，现已完全取代了 X 线关节测量（见图 12-13A）。核素扫描能显示关节炎病变的范围，不仅常见的大和小关节，也包括胸骨柄体关节及颞下颌关节等常规 X 线片无法显示的关节。

随着单光子发射体层摄影（SPET）及单光子发射型计算机体层摄影（SPECT）的应用，骨关节病变诊断的准确性得以极大提高。使用多排晶体探测器、扇形光束及锥形光束准直器，使光子探测器增大、算法改进，提高了 SPECT 设备效能。与平面图像对比，SPECT 使用类似体层摄影的断层技术，提高了密度分辨率，消除了图像周围组织的噪声（图 2-27）。不仅能够显示病变骨放射性药物吸收情况的定性信息，还能提供定量数据。

SPECT 最主要的优势是检出病变及解剖位置的显示能力提高，因而诊断敏感度增高。骨 SPECT 已被证明对部分大或复杂解剖结构的病变有益，因为能去除重叠因素及动态观察感兴趣区。已广泛用于脊柱、盆腔、膝和踝关节影像。如脊柱 SPECT，已能定位病变于脊椎的不同部位（如椎体、椎弓根、关节突、椎间盘、部分关节内、棘突及横突等）。膝关节 SPECT，已能够有效评价半月板撕裂。

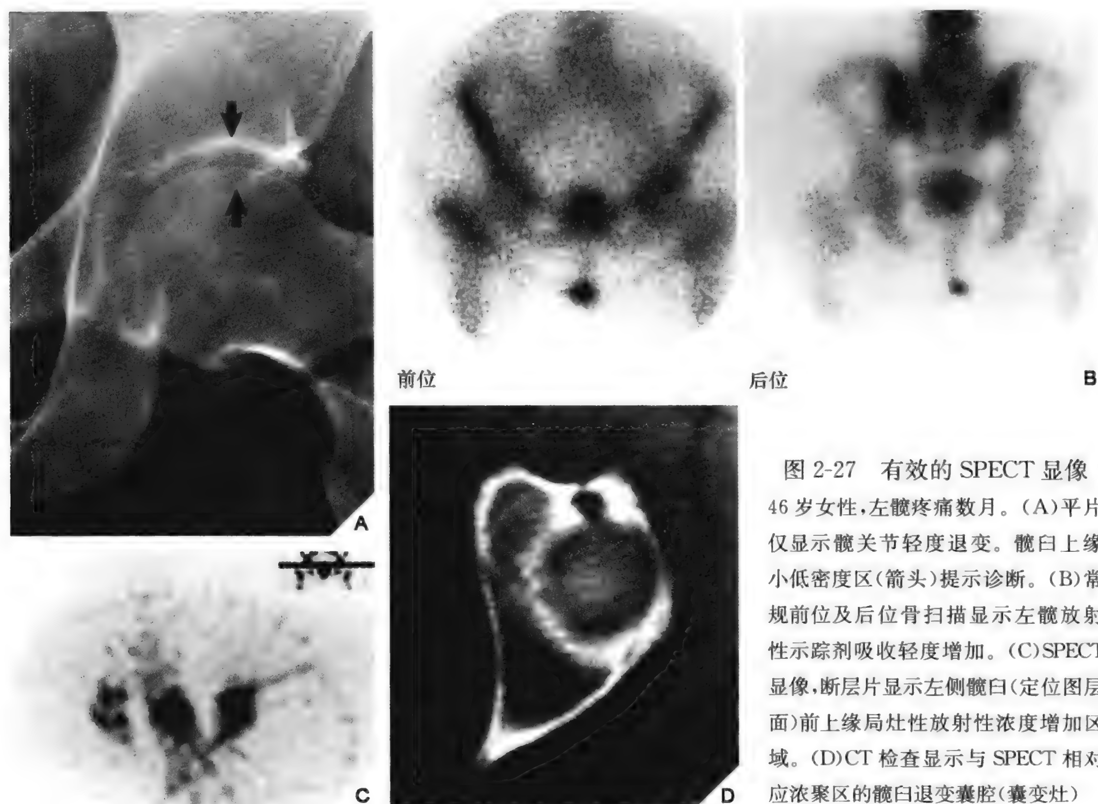


图 2-27 有效的 SPECT 显像

46 岁女性，左髋疼痛数月。(A)平片仅显示髋关节轻度退变。髋臼上缘小低密度区(箭头)提示诊断。(B)常规前位及后位骨扫描显示左髋放射性示踪剂吸收轻度增加。(C)SPECT 显像，断层片显示左侧髋臼(定位图层面)前上缘局灶性放射性浓度增加区域。(D)CT 检查显示与 SPECT 相对应浓聚区的髋臼退变囊腔(囊变灶)

许多骨示踪剂用于核素扫描，常用的有以下几种。

1. 双膦酸盐类　近年来，发射 γ 射线的放射性核素影像诊断方法发展尤为迅速。目前常用于骨扫描的放射性药物，包括组织双膦酸盐类、乙烯二膦酸盐(HEPD)、二甲基二磷酸盐(MDPs)及甲烷羟化双膦酸盐(HNDP)，均由 ^{99m}Tc 标记，后者产生 γ 射线，半衰期为 6 小时。MDP 最常用于成年人，常用剂量为 15mCi(555MBq)的 ^{99m}Tc。注入放射性药物后，约 50%存留于骨。剩余部分随血流代谢由肾脏排除。γ 相机可用于四时相的骨扫描。第一期，即放射性核素血管造影片，注入示踪剂后第一分钟内获得，每隔 2 秒摄片而显示大血管影像。第二期，即血池期，注入药物后持续 1～3 分钟，显示脉管系统内及被骨吸收前软组织内细胞外的示踪剂。第三期，或称静态骨扫描，通常指注入示踪剂后 2～3 小时，而显示放射性药物在骨内聚集情况。此期分为两个阶段，第一阶段核素被动弥散通过骨毛细血管。第二阶段，聚于骨内。

放射性浓度最高的时相是第一、二期，因其血流增加，而在第三期浓聚区为成骨活跃、钙及骨代谢增加的区域。第四期为 24 小时静态骨显像。

2. 镓-67(^{67}Ga)　最常用于诊断骨关节感染和炎症病变。尽管镓最常聚集的部位是软组织，但也可部分被骨吸收，因其与钙类似，能与钙羟磷灰石晶体结合；骨髓中，因其与铁类似，也能结合钙羟磷灰石晶体。镓因结合细菌及细胞碎片而类似于白细胞，故聚集于感染区。由于白细胞聚集于感染和炎症灶，所以镓也被带到这些区域内。对于诊断脓肿，镓的敏感性为58%～100%，特异性为 75%～99%。注入 5mCi(185MBq)示踪剂 6～24 小时显像。

对于慢性骨髓炎及感染性关节炎治疗后的评估，此显像特别准确。尤其是，^{67}Ga 的吸收变化率与患者临床化脓性关节炎的症状一致，也较放射性标记的二磷酸盐示踪剂显像更准确。过去这些年，对镓感染显像的认识已发生改变。曾经作为感染主要显像的^{67}Ga 已被核素标记的白细胞所取代。而^{67}Ga 枸橼酸盐显像对^{99m}Tc MDP 显像是一个很好的提高和补充。二者联合，镓可提高锝显像的特异性。例如，在鉴别骨髓炎感染灶及精确定位方面，联合锝-镓显像优于单独应用锝 MDP 显像。

在肿瘤方面，镓显常用于鉴别软组织肉瘤与良性病变。

3. 铟(In)　^{111}In 8-羟基喹啉标记的白细胞诊断骨感染病变的优势最近已被推荐。因为^{111}In 白细胞通常不会结合骨代谢增加的区域，因而铟显像仅反映炎症活动，早期的经验已显示对包括骨髓炎和化脓性关节炎在内的脓肿和急性感染病变的良好特异性。敏感度为 75%～90%，特异性约为 91%。假阴性常见于由于感染区白细胞减少的慢性感染，假阳性见于无感染灶的炎性病变(如类风湿关节炎误诊为化脓性关节炎)。

4. 纳米胶体　人血清白蛋白的^{99m}Tc 胶体的微细颗粒可作为骨髓显像的示踪剂。约 86%的这些颗粒大小为 30nm 或更小，其余的在 30～80nm。这些纳米胶体对检出肢体骨髓炎的敏感度和铟标记的白细胞显像相同。但临床应用尚无定论。

5. 免疫球蛋白　最近，放射性标记的人类多克隆 IgG 已被用于感染显像剂。这些被标记的免疫球蛋白被认为能与炎症细胞(巨噬细胞，多核白细胞及淋巴细胞)表达的 Fc 受体结合。一项 128 名患者的研究中，多克隆 IgG 产生的敏感度为 91%，特异度为 100%。多克隆免疫球蛋白有很多优势，如能够获得工具包形式及无需活体标记。

6. 趋化性肽　发明^{111}In 标记的 IgG 显像的研究者也开创了使用放射性标记的趋化性肽诊断感染的先河。这些小颗粒由细菌产生，与多核白细胞及单核吞噬细胞细胞膜受体具有高度亲和力，类似趋化作用。放射性标记时使用人工合成类似物，而非天然肽。^{111}In 标记的这些小体积趋化性肽能够快速通过血管壁，到达感染灶。

7. 碘(I)　^{125}I 用于放射性核素技术，即单光子吸收测量(SPA)，用于测量四肢骨骨密度，如指骨及桡骨。这种技术最初用于皮质骨密度测量。

8. 钆(Gd)　^{153}Gd 作为一种放射性示踪剂，用于双光子吸收测量(DPA)技术，也用于计算骨矿密度。这一技术能够测量中轴骨，如脊柱和髋关节。^{153}Gd 产生两个能量水平的光子，图像由线型扫描仪产生。适用于致密和小梁骨测量。

(十六) 正电子发射断层显像、PET-CT 及 PET-MRI

正电子发射断层显像(PET)是一项能检出机体生化和生理变化及评价各器官代谢和灌注水平的影像诊断技术。生成的图像源于 γ 相机探测放射性物质释放的 γ 射线，如^{18}F 标记的 2-氟脱氧葡萄糖(^{18}FDG)。PET 区别于其他单光子核素扫描仪之处在于其准确评估组织密度降低的能力及其相对均一的空间分辨力。主要用于评价肿瘤，包括原发和转移瘤，及肿瘤治疗后的复发。仅在近期，PET 已成为肌骨系统肿瘤诊断、治疗及随访评估的有力工具(图 2-28 至图 2-30)。尽管一些有建设意义的研究结果显示这一技术在评估骨髓受累方面有争议，但仍可运用 FDG PET 显像区别某些生理状态骨髓吸收与骨髓反应性变化的吸收弥散(如化疗后)。最近，使用 PET 诊断因外伤而有金属假体患者的感染取得了很大进展。

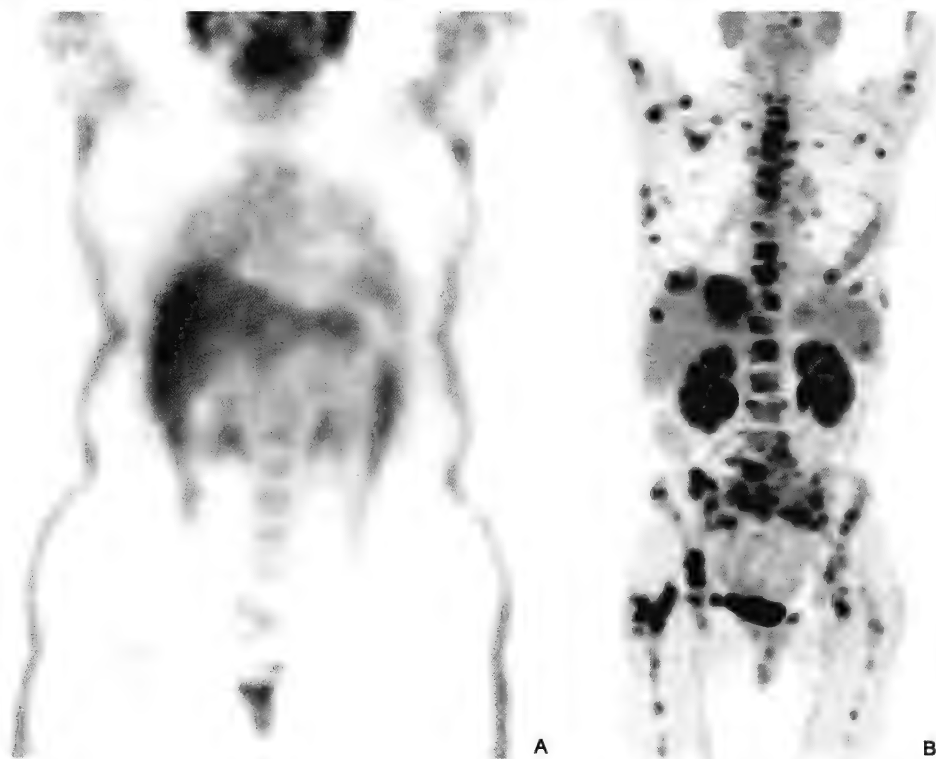


图 2-28 正电子发射断层显像
(A)62 岁女性,近期乳腺癌治疗后,疑骨转移,全身 PET 显像正常。(B)65 岁女性,诊为肺腺癌Ⅳ期,PET 扫描显示骨及内脏器官多发转移

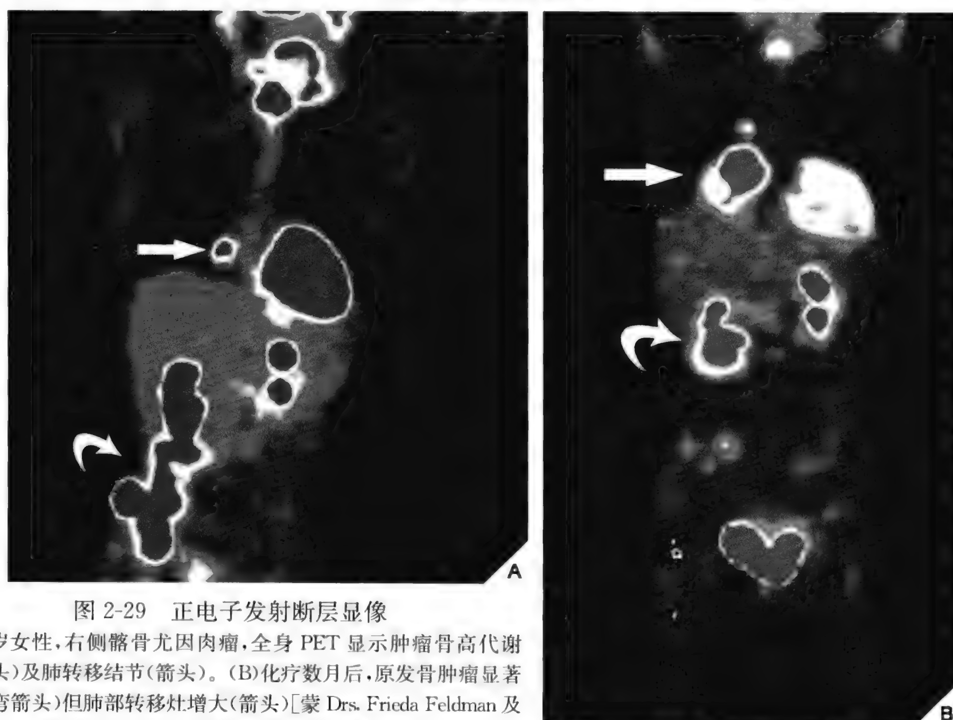


图 2-29 正电子发射断层显像
(A)9 岁女性,右侧髂骨尤因肉瘤,全身 PET 显示肿瘤骨高代谢(弯箭头)及肺转移结节(箭头)。(B)化疗数月后,原发骨肿瘤显著缩小(弯箭头)但肺部转移灶增大(箭头)[蒙 Drs. Frieda Feldman 及 Ronald van Heertum(New York)同意使用]

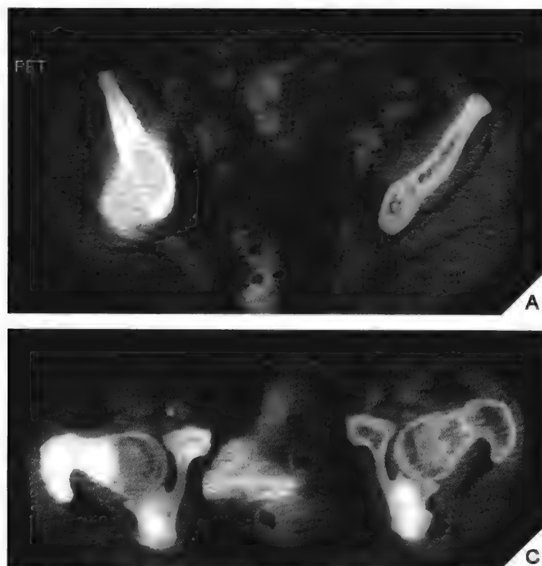
PET-CT 联合 PET 和 CT 的扫描机，将二者的同一时间的扫描图像融合而生成单幅叠加图像。融合图像的优势显而易见：由 PET 获得的组织代谢和生化活动空间分布的功能图像，与 CT 图像精确对应（图 2-31）。常规或特殊软件还能提供二维或三维重建图像。

PET-MRI 是最新的一项融合技术，能够将同时扫描的 PET 及 MRI 图像信息融合为解剖和功能图像。为避免磁场对 PET 扫描的干扰，将由闪烁器连接光电倍增管的传统 PET 改由更先进的光电二极管及硅光电倍增管。这一技术联合 MRI 的优点即无射线、良好的空间分辨率、骨与软组织的高对比图像，以及 PET 的高度敏感性如 PETT-CT 中显示组织代谢及生化活动的功能图像。

尽管此书出版时，这一技术尚处于试验阶段，但有限的适应证产生的结果是令人欣喜的，特别是评价某些炎性关节病治疗过程（John Hunter，医学博士及 Stanley Naguwa，医学博士，加利福尼亚，Sacramento，UC Davis 医疗中心，未出版的数据及个人交流）。



图 2-30　正电子发射断层显像
37 岁女性，骨纤维结构不良，全身 PET 扫描显示多发骨骼畸形。箭头示股骨近端病变，弯箭头显示胸骨高代谢区［蒙 Drs. Frieda Feldman 及 Ronald van Heertum（New York）同意使用］



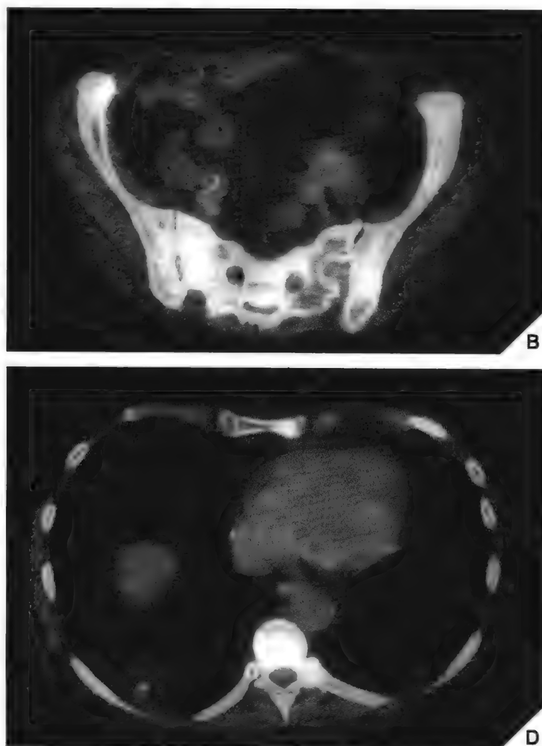


图 2-31　PET-CT
60 岁女性，乳腺癌患者，行 PET-CT 检查。轴位融合 PET/CT 图像示多处骨转移病灶，包括右侧髂骨（A）、骶骨（B）、右侧股骨及双侧髋臼（C）及胸椎（D）

(十七)磁共振成像

MRI是基于强磁场中患者接收射频脉冲信号的再激发的成像技术。外部磁场常由0.2～3.0特斯拉(T)。MR系统包括磁场、射频线圈(发射和接收线圈)、梯度场及带有数字存储功能的计算机控制系统。MRI原理因篇幅所限,此处不做详解,仅简单介绍。

MRI图像依赖受检部位含奇数质子或(和)中子原子核(氢原子等)的自旋,而产生磁场运动。组织的原子核在主磁场中,其磁极排列由通常的杂乱无章变为依主磁场方向。应用射频脉冲,原子核吸收能量而产生原子核磁极的共振,引起其反向朝向主磁场的方向。获得的射频脉冲由主磁场强度决定,而涉及特定的原子核。当去除射频脉冲时,将释放由高到低能量状态的转变而获取的能量,而且会被电信号记录,从而产生数字影像信息。信号强度是指组织激发状态释放的射频波能量。后者也决定了图像结构的明暗程度。图像中明亮(白)的部分显示为高信号强度,而暗色(黑色)区域为低信号强度。

特定组织的信号强度显示容积图像中氢原子(质子)的共振情况,以及纵向和横向弛豫时间,后者依次依赖于组织水分子的生理状态。

MR包括两种弛豫时间,分别称为T_1和T_2。T_1弛豫时间(纵向弛豫)用来描述质子在射频脉冲停止后,恢复到平衡状态的时间。T_2弛豫时间(横向弛豫)反映射频脉冲停止后质子的失相位过程。射频脉冲序列的变化能够区别T_1和T_2,而产生必要的图像对比。最常用的序列有自旋回波(SE)、部分饱和回复(PSR)、反转回复(IR)、化学选择抑制(CHESS)及快速扫描(FS)技术。SE序列采用短重复时间(TR)(800ms或以下)及短回波时间(TE)(40ms或以下),即T_1序列,能提供良好的解剖细节。采用长TR(2000ms或以上)及长TE(60ms或以上),及T_2序列,能够提供良好的对比度,而利于病变的显示、评价。采用适中的TR(1000ms左右)及短TE(30ms或更少),则为质子像。它代表T_1及T_2加权像的混合,尽管解剖细节显示良好,但一定程度上牺牲了组织对比度。IR序列能够联合多平面快速扫描。采用短反转时间(T_1),100～150ms,延长T_1及T_2弛豫时间的累积效应,使得脂肪信号被抑制。这种技术称为短时IR(STIR)序列,对评价骨肿瘤很有用。CHESS也是用于脂肪抑制的序列。此序列中,化学位移伪影被去除,而高信号的脂肪信号被抑制;因而,信号强度的动态范围增加,解剖细节的对比描述也就增加了。

MRI中的脂肪抑制技术常用于检出含脂成分和抑制脂肪组织的信号。有三种脂肪抑制技术:频率选择(化学)饱和法、反转-回复法及反时相法(表2-1)。选择何种方法依赖于脂肪抑制的目的,是否用于提高对比度或是突出组织特征,及受检区的脂肪含量。脂肪饱和法常用于脂肪含量高的脂肪抑制及提高密度分辨率。这一技术可用于任何序列。对于观察细微的解剖结构,如增强后MRa效果很好。反转-回复法(如STIR序列)可用于均质和大范围的脂肪抑制,但其图像信噪比低,这一技术特异性也较低。反时相法推荐用于显示脂肪含量少的病变。但不能检出小肿瘤中的含脂成分是其主要缺点。

表2-1 脂肪抑制技术

方法	优点	缺点
频率选择(化学)	脂质特异性	偶尔脂肪抑制效果不足
脂肪饱和法	非脂肪组织信号不受影响	水的信号被抑制

续表

方法	优点	缺点
	显示解剖细节优良	解剖结构边缘信号不一、变化大
	可用于任何序列	扫描时间长
反转-回复法(STIR)	良好的密度对比率	信噪比低
	检出肿瘤效果好	短和长 T_1 组织信号可能相同
	可用于低场强	黏液、出血及蛋白性液体信号也可被抑制
反时相法	显示含脂少组织的能力强	脂肪信号仅部分被抑制
	简便、快速，适用于各种 MRI 系统	抑制水信号
		不能检出小肿瘤中的含脂成分
		钆增强后检查，造影剂可能不显示

最近，脂肪抑制技术与 3D 梯度回波影像联合使用显示关节软骨。其主要的适应证是评价软骨下骨内小范围的骨髓水肿，常见于骨软骨骨折，剥脱性骨软骨炎，或骨坏死等骨软骨病变。

脂肪抑制技术因其相对于其他 SE 序列优势很多，故应用日益广泛。尤其是所谓的梯度回波脉冲序列(GRE)使用变化的反转角度(5°～90°)能得到快速扫描的肌骨图像，因为它代表了最有效的 MRI 扫描方法。由于小的射频脉冲反转角度仅改变小部分的纵向磁化矢量，故其主要优势为缩短了扫描时间。通常情况下，GRE 图像能使用 2D 技术或 3D 所谓的容积数据重建得到。临床上，有几种常用的 GRE 方法。每一种方法依赖于使用的减小反转角度，以用短 TR 提高信号强度。这些技术包括各种缩写，如 FLASH(快速小角度发射)、FISP(稳态快速图像)、GRASS(稳态梯度回波激发)及 MPGP(多平面梯度回波)。梯度回波序列尤其适用于评价肌腱、韧带、关节软骨及关节内游离体。这一技术的缺点是所谓磁化效应，即由不同磁化率的组织界面引起的人为信号丢失导致。当患者有金属植入物时，这一因素限制了梯度回波序列的应用。

大多数检查中，至少要扫描两个互相垂直的平面图像(轴位和冠状位或矢状位)，许多情况下，所有三个平面均应扫描。想要获得优良的 MR 图像，表面线圈是必要的，因为后者可提高空间分辨率。大多数表面线圈，都是为身体不同部位而设计的，如膝、肩、腕和颞下颌关节。最近出现的 8 通道正交肢体表面线圈极大地提高了 MR 图像的质量(见图 7-30 及图 7-31B)。

目前，骨科 MRI 应用主要在四方面：创伤、关节炎、肿瘤和感染。MRI 评价肌骨系统非常理想，因为它能够通过不同的 T_1 和 T_2 加权图像区别不同的组织。图像可显示为低信号、等信号或高信号。低信号分为信号缺失(黑)和低于肌肉组织的信号(暗)。等信号可分为等同于正常肌肉强度的信号及高于肌肉但低于皮下脂肪(亮)的信号强度。高信号可分为等于皮下脂肪(亮)的信号以及高于皮下脂肪的信号(极亮)。

高信号的脂肪及不同组织的信号能够区分不同的组织成分，包括肌肉、肌腱、韧带、血管、神经、透明软骨、纤维软骨、骨皮质及小梁骨(图 2-32)。例如，脂肪和黄骨髓在 T_1WI 上为高信号，T_2WI 为等信号；出血(急性或亚急性)在 T_1WI 及 T_2WI 为相对高信号。骨皮质、空气、韧带、肌腱及纤维软骨在 T_1WI 及 T_2WI 上均为低信号；肌肉、神经及透明软骨在

T_1WI 及 T_2WI 显示为等信号。红骨髓(造血)T_1WI 为低信号,T_2WI 为低至等信号。液体 T_1WI 为等信号,T_2WI 为高信号。大部分肿瘤显示为 T_1WI 低至等信号,T_2WI 为高信号。脂肪瘤 T_1WI 显示高信号,T_2WI 为等信号(表 2-2)。

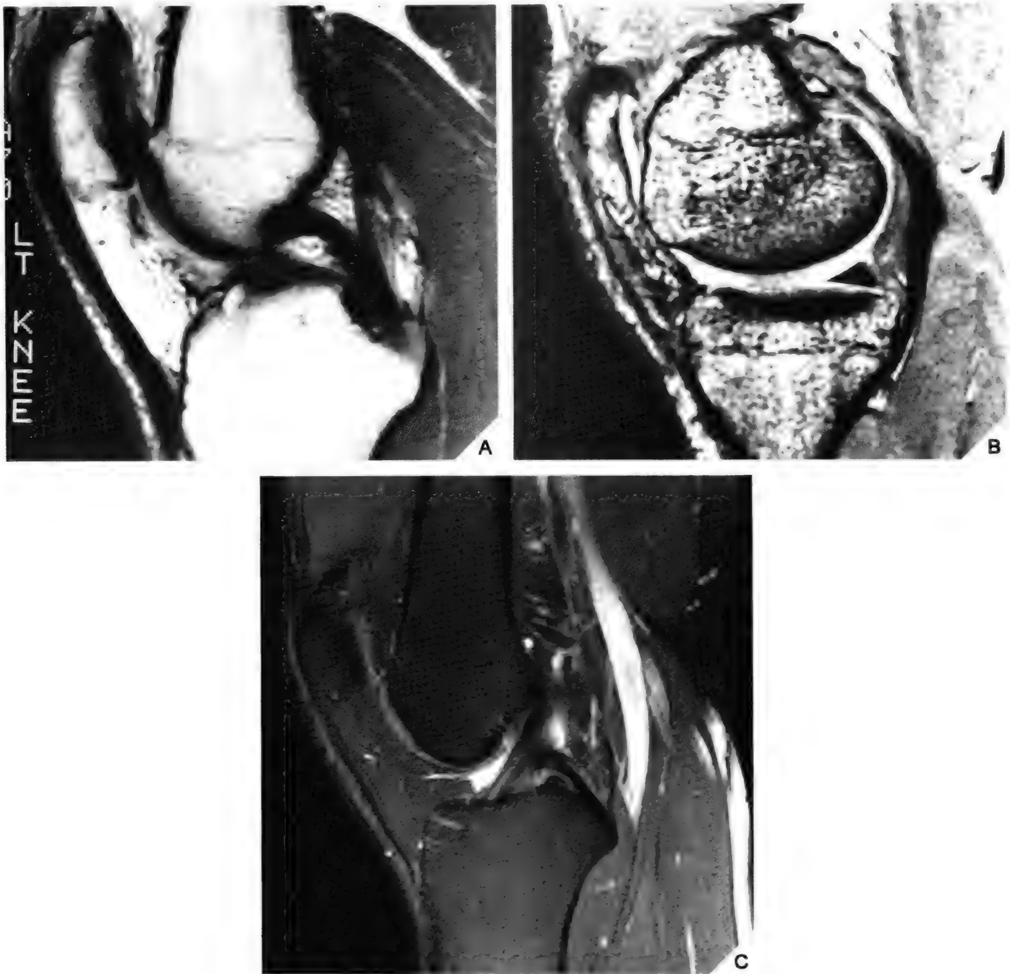


图 2-32 膝关节 MRI

(A)矢状位自旋回波序列(SE:TR 600/TE 20ms),(B)矢状位 MPGR T2* 加权像(反转角 30°,TR 35/TE 15ms),(C)矢状位质子密度加权脂肪饱和像(TR 3300/TE 40)清晰显示各种解剖结构,因为骨、关节软骨、纤维软骨、韧带、肌肉及脂肪信号各不相同

表 2-2 不同组织 MRI 信号强度

组织	影像	
	T_1 加权	T_2 加权
血肿、出血(急性、亚急性)	等/高	高
血肿、出血(慢性)	低	低
脂肪,黄骨髓	高	等
肌肉,神经,透明软骨	等	等
骨皮质,肌腱,韧带,纤维软骨,瘢痕组织	低	低

续表

组织	影像	
	T_1 加权	T_2 加权
透明软骨	等	等
红骨髓(造血)	低	等
空气	低	低
液体	等	高
含蛋白的液体	高	高
肿瘤(常见)	等至低	高
脂肪瘤	高	等
血管瘤	等(比肌肉稍高)	高

骨和软组织创伤尤其适于 MRI 检查。某些在平片或 CT 上不能显示的病变,如骨挫伤或骨小梁微骨折等,在 MRI 上都能很好显示(图 2-33)。隐匿性骨折,平片易漏诊,MRI 能够清晰显示(图 2-34)。

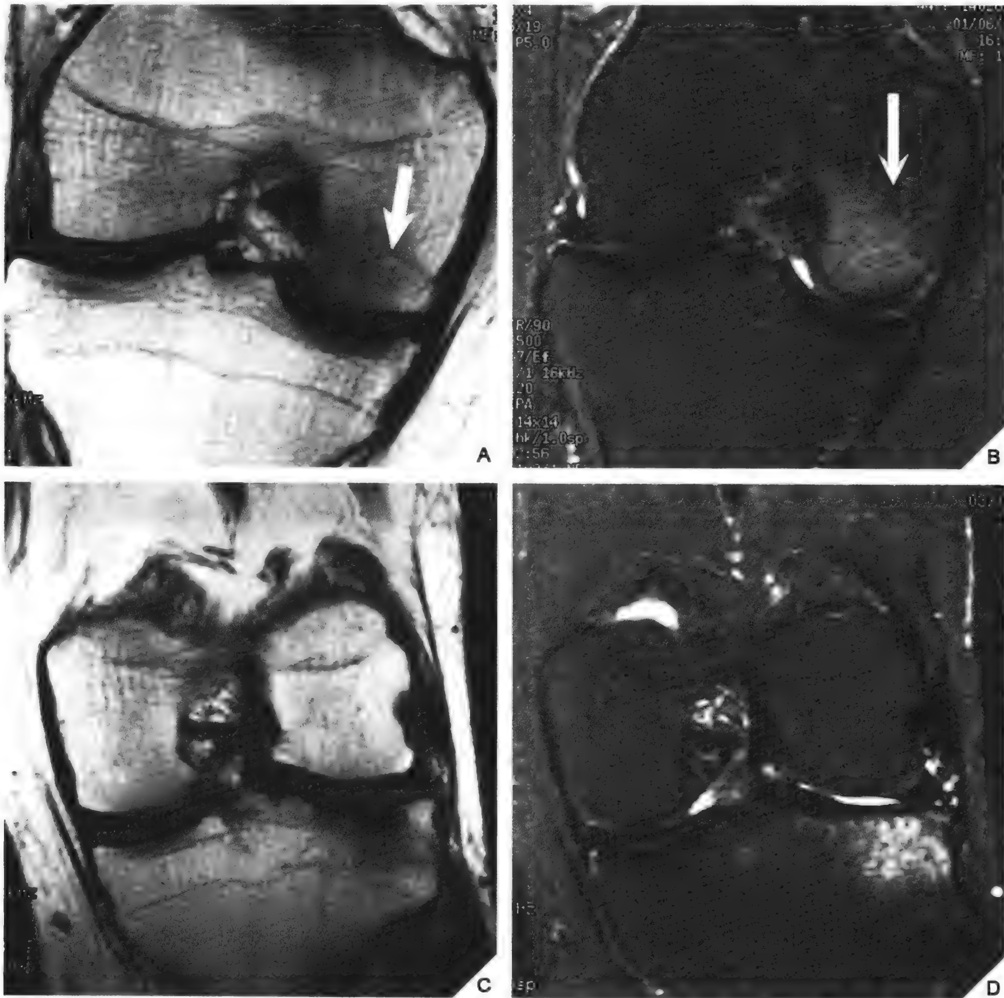


图 2-33　骨挫伤(骨小梁损伤)



图 2-33 骨挫伤(骨小梁损伤)(续)
(A)44 岁,女性,右膝关节外伤,冠状位 T_1WI 示股骨内侧髁低信号区(箭头)。(B)快速自旋回波 IR(FSE-IR)序列显示骨小梁损伤在其中低信号的骨髓脂肪抑制信号的背景下更为清晰(箭头)。另一患者,35 岁,男性,T_1WI(C)及 FSE-IR(D)冠状位图像显示胫骨外侧平台骨小梁损伤。(E)29 岁,女性,T_2WI 脂肪饱和 IR 序列冠状位示股骨外侧髁及胫骨近端外侧骨小梁损伤

最近,MRI 已被证明成功诊断和评估运动损伤争议和所谓的运动疝,描述耻骨联合异常及腹直肌嵌入损伤和髋内收肌肌腱损伤。最新的研究报道了 MRI 能够有效诊断和评价急性及亚急性肌骨失神经病变。

偶尔,MRI 也行增强检查,静脉注入 Gd-DTPA,即钆,一种顺磁性化合物,T_1WI 显示增强信号。使用 Gd-DTPA 的 MRI 强化机制与 CT 不同。不像 CT 的碘造影剂,钆本身无 MR 信号,而是通过缩短外渗组织的 T_1 及 T_2 弛豫时间,致使 T_1WI(短 T_1/T_2)序列信号增强。

MR 关节造影(MRa)近年来应用普遍。这项技术的诊断精确性可能超过常规 MRI,因为关节内结构能够通过关节囊的扩张而更好地显示。关节囊扩张可通过向关节内注入造影



图 2-34 胫骨隐匿性骨折

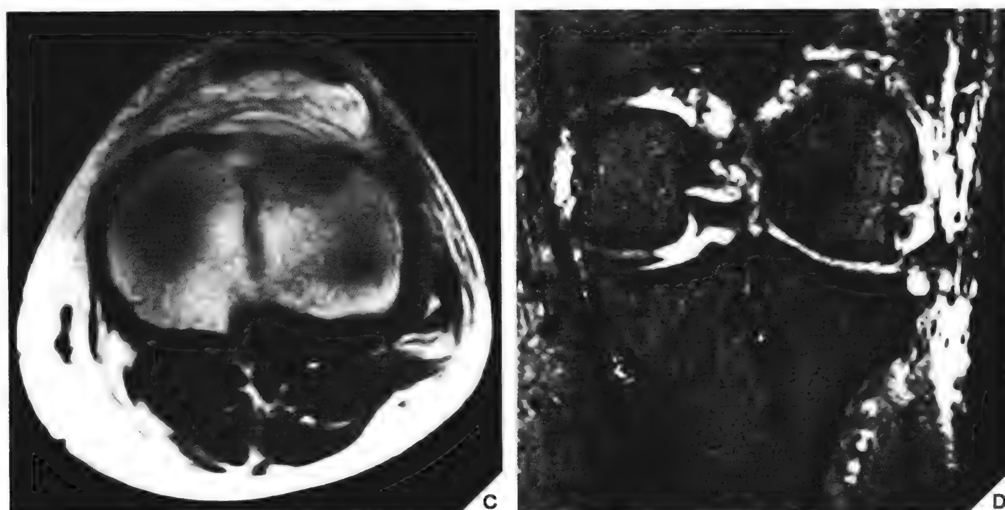


图 2-34 胫骨隐匿性骨折(续)

47 岁女性，车祸致左膝关节外伤。(A)前后位平片显示胫骨近端硬化区域，但未见明确骨折。(B)冠状位及轴位(C)T_1WI 示垂直的骨折线延伸至胫骨髁间棘。(D)冠状位 T_2WI 显示除了骨折外，还可见外侧半月板及外侧副韧带撕裂，其周软组织水肿和出血，以及关节积液

剂达到，如稀释的马根维显(钆)或生理盐水。通常，在透视引导下，向关节腔内注入无菌生理盐水、含碘造影剂、1%的利多卡因及 Gd-DTPA 的混合液。此混合液外观与关节积液(关节渗出液)非常相似。临床上，MRa 常用于评价肩部病变，如关节内紊乱、盂肱关节不稳定、肩袖病变，或关节软骨及盂唇病变(图 2-35)。对评价髋关节盂唇纤维软骨同样有效。尤其是在评价股骨髋臼撞击综合征(FAI)时，MRa 能够准确诊断，特别是与辐射状重建序列同时应用时(图 2-36)。辐射状扫描的优点是避免了部分容积效应而消除解剖细节的歪曲。

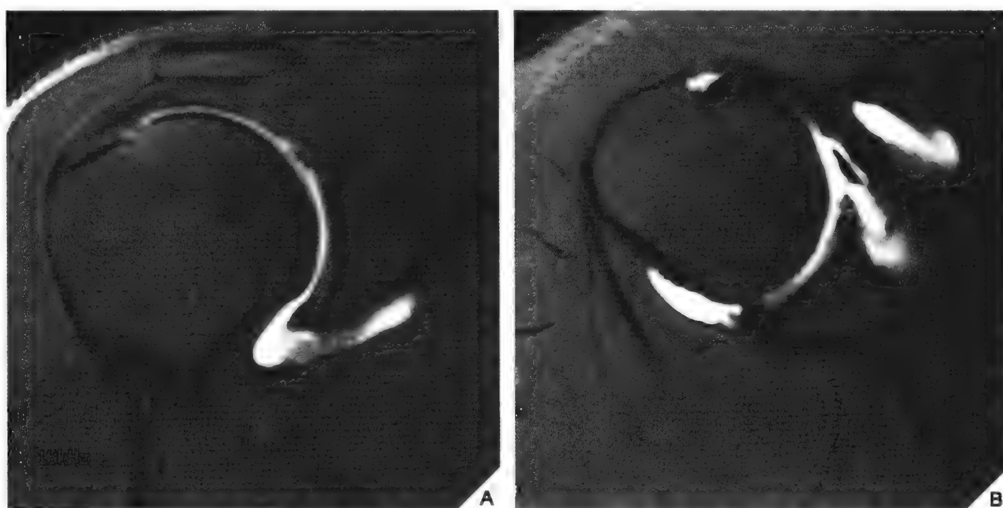


图 2-35 盂唇撕裂

26 岁男性，右肩外伤。MR 关节造影示右肩关节多处异常。(A)冠状位脂肪饱和序列 T_1WI 示下盂唇撕裂。(B)轴位脂肪饱和 T_1WI 示前及后软骨盂唇撕裂，伴关节囊剥离

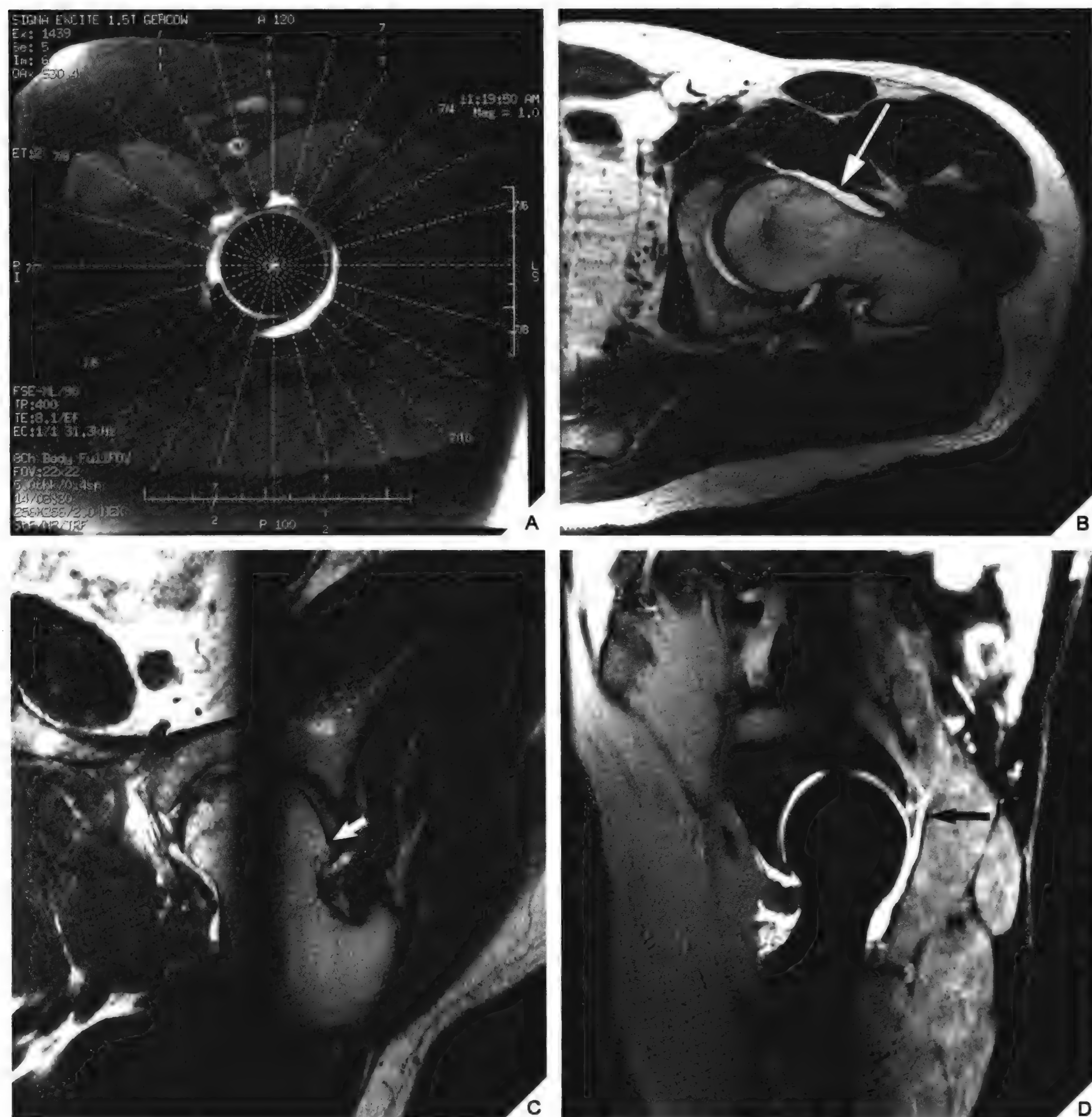


图 2-36 辐射状髋关节造影

28 岁，男性，左髋及左腹股沟区疼痛数月。平片（此处未显示）高度怀疑 Cam 型股骨髋臼撞击综合征，遂行 MR 关节造影明确。(A)斜向髋臼的轴位辐射状扫描图像。(B)经股骨颈中心层面的斜位 FSE-T_1WI 示股骨头形态不呈球形，以及股骨头颈交界处前上不过度覆盖（箭头）。(C)辐射状质子密度加权像显示突出的骨赘（箭头）。(D)斜位辐射状脂肪饱和质子密度加权像示上盂唇撕裂（箭头）

间接 MRa 是在 MRI 检查前经静脉注入钆。如同 MRa，间接造影技术也能发现肩袖撕裂、盂唇病变及粘连性关节囊炎。

评价膝关节软骨的最新进展是利用所谓大采样各向同性投影稳态自由进动（VIPR-SSFP）序列联合平衡稳态自由进动（SSFP）技术，而行 3D 辐射状多平面扫描。这一技术除了能够提供关节软骨的信息外，还能有效评价膝关节疼痛患者的韧带、半月板及骨结构。

MR 血管造影（MRA）是一项帮助观察血管的技术（图 2-37～图 2-39）。不像传统的血

管造影技术，MRA 不能观察到血管本身体积，而是描绘出适当的血流情况。它的一个优势在于采集到 3D MRA 数据后，能够在任意方向上观察，即去除了血管的重叠因素影响。许多脉冲序列能够产生血管造影对比图像。一些序列依赖流入稳定饱和区域的快速血流情况。这些方法称为时间飞跃法（TOF）或流量相关增强（FRE）。其他的序列，依赖梯度磁场中流动血流的相位变化速度，即相位对比法。另一些方法包含源于流动补偿的流动失相位的减影技术。MRA 在骨科方面的应用包括评价肢体外伤患者的血管情况及肌骨肿瘤的血供状况。

尽管 MRI 有很多优点，但也存在许多不足。典型的禁忌证包括心脏起搏器、大脑动脉瘤夹及幽闭恐惧症。金属物体，如强磁性外科钳夹等，可引起局部信号丢失及图像扭曲。金属能产生图像"黑洞"，而强磁性物质则引起更严重的图像扭曲。和 CT 一样，MRI 也有部分容积效应，偶尔引起伪影。



图 2-37　动脉阻塞 MRA 图像

67 岁女性患者，双下肢间断疼痛，活动后缓解。双下肢注入造影剂（钆贝葡胺）后 MRI 示右侧腘动脉明显狭窄（左侧箭头），左侧腘动脉完全阻塞（右下箭头），伴腘动脉远端水平侧支循环形成（弯箭头）

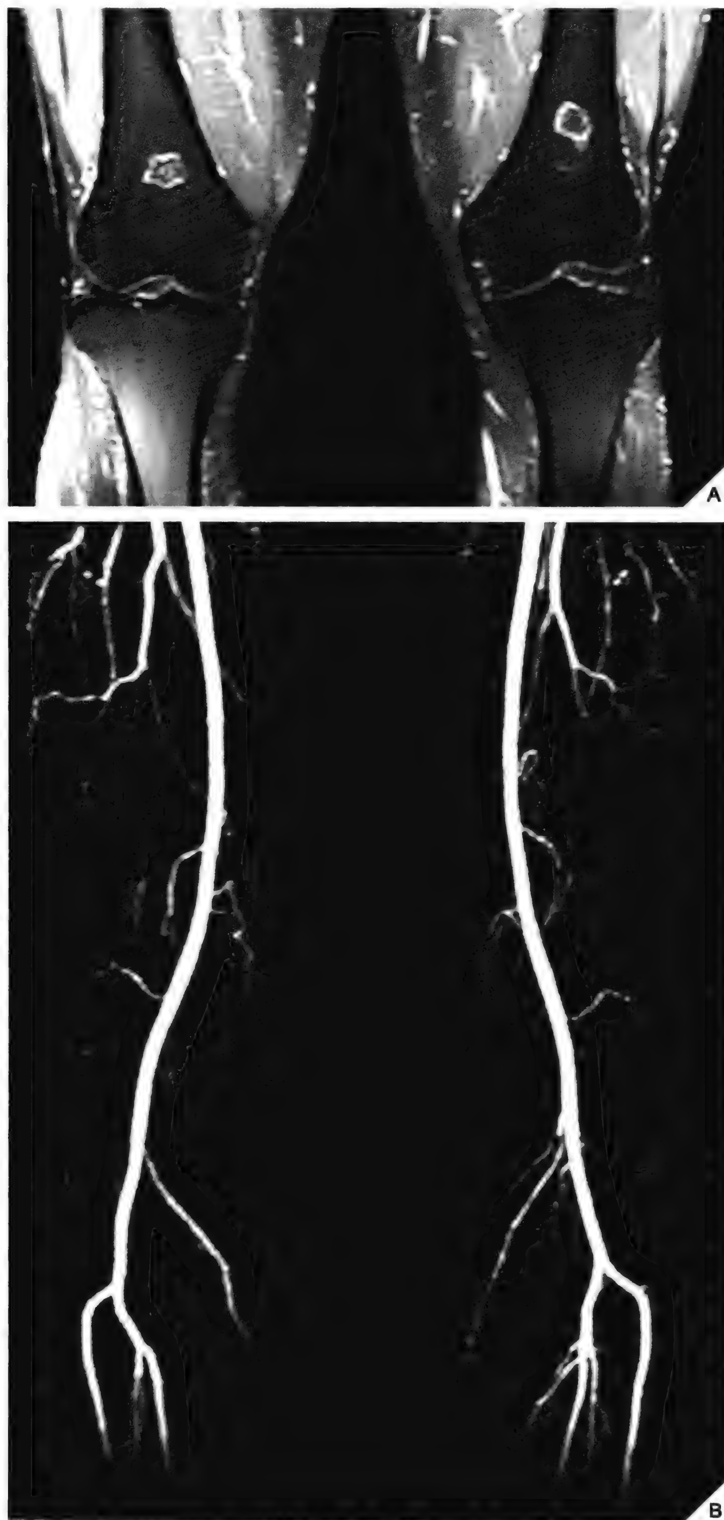


图 2-38 MRA——正常影像

27 岁，女性，诊断为混合性结缔组织病。临床疑有血管炎及股动脉闭塞，行 MRA 检查。膝关节冠状位(A)MRI 示股骨远端骨梗死。然而，MR 血管造影(B)示血管正常

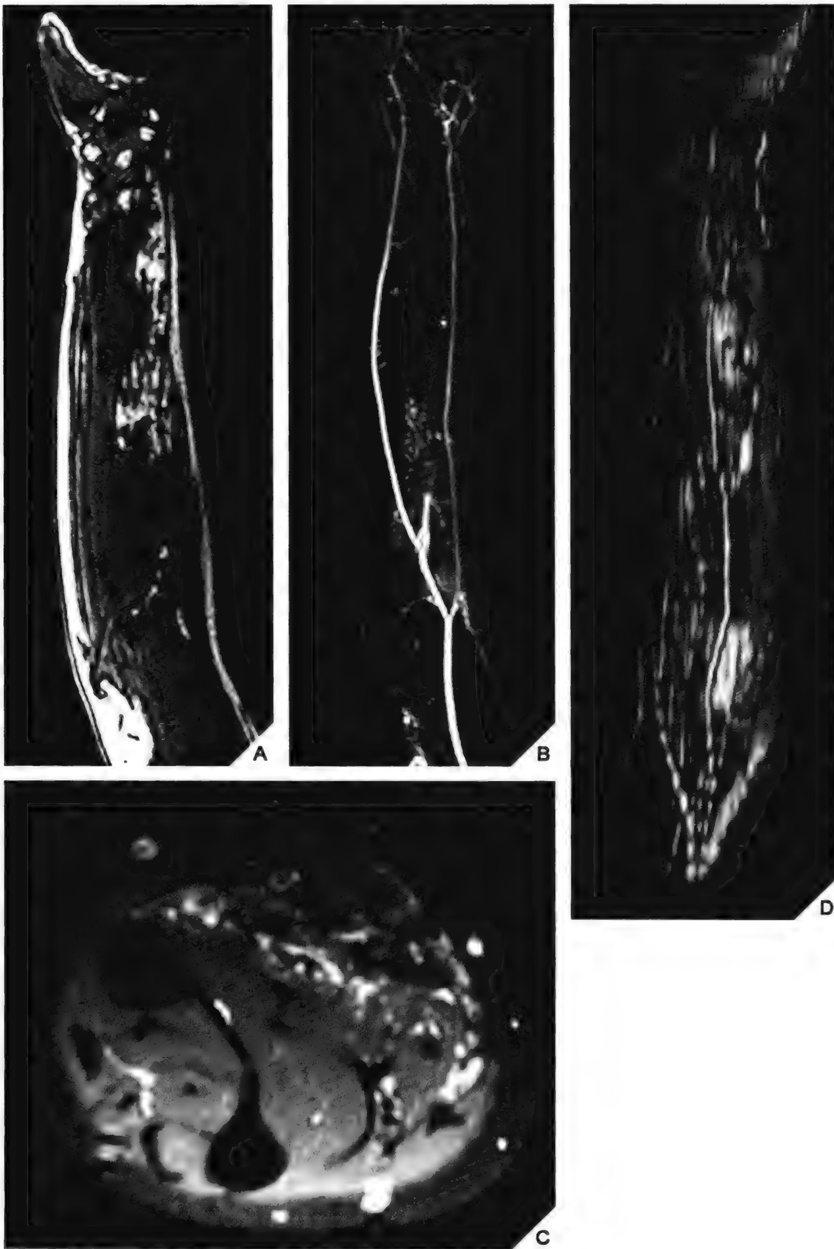


图 2-39　3D MR 血管造影

35 岁女性，左前臂肿胀。动态增强 MRI 动脉期、静脉期及延迟期(A、B、C)示多发血管结构及斑片状增强及较大的流入肘前动脉的引流静脉。(D)3D 彩色体积 MRA 图像显示前臂静脉及动脉同时显影，诊断为动静脉畸形

（白荣杰　李新民　屈　辉 译）

参考文献

Abdel-Dayem HM. The role of nuclear medicine in primary bone and soft tissue tumors. *Semin Nucl Med* 1997;27:355–363.

Adam G, Drobnitzky M, Nolte-Ernsting CCA, Günther RW. Optimizing joint imaging: MR imaging techniques. *Eur Radiol* 1996;6:882–889.

Alazraki NP. Radionuclide imaging in the evaluation of infectious and inflammatory disease. *Radiol Clin North Am* 1993;31:783–794.

Alley MT, Shifrin RY, Pelc NJ, Herfkens RJ. Ultrafast contrast-enhanced three-dimensional MR angiography: state of the art. *Radiographics* 1998;18:273–285.

Allman K, Schafer O, Hauer M, et al. Indirect MR arthrography of the unexercised glenohumeral joint in patients with rotator cuff tears. *Invest Radiol* 1999;34:435–440.

Al Sheikh W, Sfakianakis GN, Mnaymneh W, et al. Subacute and chronic bone infections: diagnosis using In-111, Ga-67, and Tc-99 m MDP bone scintigraphy, and radiography. *Radiology* 1985;155:501–506.

Anderson MW, Greenspan A. State of the art: stress fractures. *Radiology* 1996;199:1–12.

Aoki J, Watanabe H, Shinozaki T, et al. FDG PET of primary benign and malignant bone tumors: standardized uptake value in 52 lesions. *Radiology* 2001;219:774–777.

Aoki J, Watanabe H, Shinozaki T, et al. FDG-PET for preoperative differential diagnosis between benign and malignant soft tissue masses. *Skeletal Radiol* 2003;32:133–138.

Arndt WF III, Truax AL, Barnett FM, Simmons GE, Brown DC. MR diagnosis of bone contusions of the knee: comparison of coronal T2-weighted fast spin-echo with fat saturation and fast spin-echo STIR images with conventional STIR images. *Am J Roentgenol* 1996;166:119–124.

Becker W, Goldenberg DM, Wolf F. The use of monoclonal antibodies and antibody fragments in the imaging of infectious lesions. *Semin Nucl Med* 1994;24:142–153.

Beltran J, Bencardino J, Mellado J, Rosenberg ZS, Irish RD. MR arthrography of the shoulder: variants and pitfalls. *Radiographics* 1997;17:1403–1412.

Bianchi S, Martinoli C, Abdelwahab IF. Ultrasound of tendon tears. Part 1: general considerations and upper extremity. *Skeletal Radiol* 2005; 34:500–512.

Brandt TD, Cardone BW, Grant TH, Post M, Weiss CA. Rotator cuff sonography: a reassessment. *Radiology* 1989;173:323–327.

Breyer RJ III, Mulligan ME, Smith SE, Line BR, Badros AZ. Comparison of imaging with FDG PET/CT with other imaging modalities in myeloma. *Skeletal Radiol* 2006;35:632–640.

Buckwalter KA, Braunstein EM. Digital skeletal radiography. *Am J Roentgenol* 1992;158:1071–1080.

Buckwalter KA, Rydberg J, Kopecky KK, Crow K, Yang EL. Musculoskeletal imaging with multislice CT: Pictorial Essay. *Am J Roentgenol* 2001;176:979–986.

Catana C, Procissi D, Wu Y, et al. Simultaneous *in vivo* positron emission tomography and magnetic resonance imaging. *Proc Natl Acad Sci USA* 2008;105:3705–3710.

Chhem RK, Cardinal E, Cho KH. Skeletal and superficial soft tissues. In: McGahan JP, Goldberg BB, eds. *Diagnostic ultrasound. A logical approach*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1998:1115–1134.

Datz FL. Indium-111-labeled leukocytes for the detection of infection: current status. *Semin Nucl Med* 1994;24:92–109.

Datz FL, Morton KA. New radiopharmaceuticals for detecting infection. *Invest Radiol* 1993;28:356–365.

Delfaut EM, Beltran J, Johnson G, Rousseal J, Marchandise X, Cotten A. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiographics* 1999;19:373–382.

Delpassand ES, Garcia JR, Bhadkamkar V, Podoloff DA. Value of SPECT imaging of the thoracolumbar spine in cancer patients. *Clin Nucl Med* 1995;20:1047–1051.

Dewhirst MW, Sostman HD, Leopold KA, et al. Soft-tissue sarcomas: MR imaging and MR spectroscopy for prognosis and therapy monitoring. *Radiology* 1990;174:847–853.

Disler DG, Recht MP, McCauley TR. MR imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol* 2000;29:367–377.

Erlemann R, Reiser MF, Peters PE, et al. Musculoskeletal neoplasms: static and dynamic Gd-DTPA-enhanced MR imaging. *Radiology* 1989;171:767–773.

Erlemann R, Sciuk J, Bosse A, et al. Response of osteosarcoma and Ewing sarcoma to preoperative chemotherapy: assessment with dynamic and static MR imaging and skeletal scintigraphy. *Radiology* 1990;175:791–796.

Errico TJ. The role of diskography in the 1980s. *Radiology* 1989;162:285–286.

Even-Sapir E, Martin RH, Barnes DC, Pringle CR, Iles SE, Mitchell MJ. Role of SPECT in differentiating malignant from benign lesions in the lower thoracic and lumbar vertebrae. *Radiology* 1993;187:193–198.

Fayad LM, Corl F, Fishman EK. Pediatric skeletal trauma: use of multiplanar reformatted and three-dimentional 64-row multidetector CT in the emergency department. *Radiographics* 2009; 29:135–150.

Farooki S, Seeger LL. Magnetic resonance imaging in the evaluation of ligament injuries. *Skeletal Radiol* 1999;28:61–74.

Feldman F, van Heertum R, Manos C. ^{18}FDG PET scanning of benign and malignant musculoskeletal lesions. *Skeletal Radiol* 2003;32:201–208.

Ferrucci JT. Imaging algorithms for radiologic diagnosis. In: Traveras JM, Ferrucci JT, eds. *Radiology—diagnosis, imaging, intervention*, vol. 1. Philadelphia: JB Lippincott; 1990:1–79.

Fishman EK. Spiral CT evaluation of the musculoskeletal system. In: Fishman EK, Jeffrey RB Jr, eds. *Spiral CT. Principles, techniques, and clinical applications*. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998:273–298.

Fishman EK, Wyatt SH, Bluemke DA, Urban BA. Spiral CT of musculoskeletal pathology: preliminary observations. *Skeletal Radiol* 1993;22:253–256.

Flannigan B, Kursunoglu-Brahme S, Snyder S, Karzel R, Del Pizzo W, Resnick D. MR arthrography of the shoulder: comparison with conventional MR imaging. *Am J Roentgenol* 1990;155:829–832.

Fogelman I, Ryan PJ. Bone scanning in Paget's disease. In: Collier BD Jr, Fogelman I, Rosenthal L, eds. *Skeletal nuclear medicine*. St. Louis: Mosby; 1996:171–181.

Foley WD, Wilson CR. Digital orthopedic radiography: vascular and nonvascular. In: Galasko CSB, Isherwood I, eds. *Imaging techniques in orthopedics*. London: Springer-Verlag; 1989:145–158.

Fox IM, Zeiger L. Tc-99m-HMPAO leukocyte scintigraphy for the diagnosis of osteomyelitis in diabetic foot infections. *J Foot Ankle Surg* 1993;32:591–594.

Freiberger RH, Pavlov H. Knee arthrography. *Radiology* 1988;166:489–492.

Genant HK, Doi K, Mall JC, Sickles EA. Direct radiographic magnification for skeletal radiology: an assessment of image quality and clinical application. *Radiology* 1977;123:47–55.

Gerscovich EO, Cronan MS, Greenspan A, Jain K, McGahan JP. Developmental dysplasia of the hip (DDH): three-dimensional ultrasound evaluation. *Proceedings of the 4th Congress of the International Society for Musculoskeletal Sonography (ISMUS)*, Madrid, Spain. 1998:71–74.

Gerscovich EO, Greenspan A, Cronan MS, Karol LA, McGahan JP. Three-dimensional sonographic evaluation of developmental dysplasia of the hip: preliminary findings. *Radiology* 1994;190:407–410.

Goodman PC, Jeffrey RB Jr, Brant-Zawadzki M. Digital subtraction angiography in extremity trauma. *Radiology* 1984;153:61–64.

Greenspan A. Tumors of cartilage origin. *Orthop Clin North Am* 1989; 20:347–366.

Greenspan A. Imaging modalities in orthopaedics. In: Chapman MW, ed. *Chapman's orthopaedic surgery*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott-Williams & Wilkins; 2001:53–74.

Greenspan A, Norman A. The radial head-capitellum view: useful technique in elbow trauma. *Am J Roentgenol* 1982;138:1186–1188.

Greenspan A, Stadalnik RC. A musculoskeletal radiologist's view of nuclear medicine. *Semin Nucl Med* 1997;27:372–385.

Guhlmann A, Brecht Krauss D, Suger G, et al. Fluorine-18-FDG PET and technetium-99m antigranulocyte antibody scintigraphy in chronic osteomyelitis. *J Nucl Med* 1998;39:2145–2152.

Gupta R, Grasruck M, Suess C, et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 2006;16:1191–1205.

Hamed EM, Mitchell DG, Burk DJ, Vinitski S, Rifkin MD. Bone marrow findings on magnetic resonance images of the knee: accentuation by fat suppression. *Magn Reson Imaging* 1990;8:27–31.

Harvey D. PET/MRI: new fusion. *Radiology Today* 2008;9:20–21.

Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (helical) CT. *Radiology* 1993;189:647–656.

Helgason JW, Chandnani VP, Yu JS. MR arthrography: a review of current technique and applications. *Am J Roentgenol* 1997;168:1473–1480.

Hodler J. Technical errors in MR arthrography. *Skeletal Radiol* 2008;37:9–18.

Hodler J, Fretz CJ, Terrier F, Gerber C. Rotator cuff tears: correlation of sonographic and surgical findings. *Radiology* 1988;169:791–794.

Holder LE. Bone scintigraphy in skeletal trauma. *Radiol Clin North Am* 1993;31:739–781.

Holl N, Enchaniz-Laguna A, Bierry G, et al. Diffusion-weighted MRI of denervated muscle: a clinical and experimental study. *Skeletal Radiol* 2008;247:797–807.

Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000;215:55–62.

Hunter JC, Blatz DJ, Escobedo EM. SLAP lesions of the glenoid labrum: CT arthrographic and arthroscopic correlation. *Radiology* 1992;184:513–518.

Johnson RP. The role of bone imaging in orthopedic practice. *Semin Nucl Med* 1997;27:386–389.

Jung H-S, Jee W-H, McCauley TR, Ha K-Y, Choi K-H. Discrimination of metastatic from acute osteoporotic compression spinal fractures with MR imaging. *Radiographics* 2003;23:179–187.

Kapelov SR, Teresi LM, Bradley WG, et al. Bone contusions of the knee: increased lesion detection with fast spin echo imaging with spectroscopic fat saturation. *Radiology* 1993;189:901–904.

Kaplan PA, Matamoros A Jr, Anderson JC. Sonography of the musculoskeletal system. *Am J Roentgenol* 1990;155:237–245.

Kertesz JL, Anderson SW, Murakami AM, Pieroni S, Rhea JT, Soto JA. Detection of vascular injuries in patients with blunt pelvic trauma by using 64-channel multidetector CT. *Radiographics* 2009;29:154–164.

Kijowski R, Blankenbaker DG, Klaers JL, Shinki K, De Smet AA, Block WF. Vastly undersampled isotropic projection steady-state free precession imaging of the knee: diagnostic performance compared with conventional MR. *Radiology* 2009;251:185–194.

King AD, Peters AM, Stuttle AWJ, Lavender JP. Imaging of bone infection with labelled white cells: role of contemporaneous bone marrow imaging. *Eur J Nucl Med* 1990;17:148–151.

König H, Sieper J, Wolf KJ. Rheumatoid arthritis: evaluation of hypervascular and fibrous pannus with dynamic MR imaging enhanced with Gd-DTPA. *Radiology* 1990;176:473–477.

Krinsky G, Rofsky NM, Weinreb JC. Nonspecificity of short inversion time inversion recovery (STIR) as a technique of fat suppression: pitfalls in image interpretation. *Am J Roentgenol* 1996;166:523–526.

Kuszyk BS, Heath DG, Bliss DF, Fishman EK. Skeletal 3-D CT: advantages of volume rendering over surface rendering. *Skeletal Radiol* 1996;25:207–214.

Lang P, Steiger P, Faulkner K, Glüer C, Genant HK. Osteoporosis: current techniques and recent developments in quantitative bone densitometry. *Radiol Clin North Am* 1991;29:49–76.

Lee M-J, Kim S, Lee S-A, et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multidetector CT. *Radiographics* 2007;27:791–803.

Levinsohn EM, Palmer AK, Coren AB, Zinberg E. Wrist arthrography: the value of the three compartment injection technique. *Skeletal Radiol* 1987;16:539–544.

Love C, Din AS, Tomas MB, Kalapparambath TP, Palestro CJ. Radionuclide bone imaging: an illustrative review. *Radiographics* 2003;23:341–358.

Lund PJ, Nisbet JK, Valencia FG, Ruth JT. Current sonographic applications in orthopedics. *Am J Roentgenol* 1996;166:889–895.

Mao J, Yan H. Fat tissue and fat suppression. *Magn Reson Imaging* 1993;11:385–393.

McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999;26:2223–2230.

Meuli RA, Wedeeen VJ, Geller SC, et al. MR gated subtraction angiography: evaluation of lower extremities. *Radiology* 1986;159:411–418.

Murphey MD, Quale JL, Martin NL, Bramble JM, Cook LT, D Wyer SJ III. Computed radiography in musculoskeletal imaging: state of the art. *Am J Roentgenol* 1992;158:19–27.

Murray IPC, Dixon J. The role of single photon emission computed tomography in bone scintigraphy. *Skeletal Radiol* 1989;18:493–505.

Negendank WG, Crowley MG, Ryan JR, Keller NA, Evelhoch JL. Bone and soft-tissue lesions: diagnosis with combined H-1 MR imaging and P-31 MR spectroscopy. *Radiology* 1989;173:181–188.

Omar IM, Zoga AC, Kavanagh EC, et al. Athletic pubalgia and "sports hernia": optimal MR imaging technique and findings. *Radiographics* 2008;28:1415–1438.

Palestro CJ, Torres MA. Radionuclide imaging in orthopedic infections. *Semin Nucl Med* 1997; 27:334–345.

Palestro CJ, Love C, Tronco GG, Tomas MB, Rini JN. Combined labeled leukocyte and technetium 99m sulfur colloid bone marrow imaging for diagnosing musculoskeletal infections. *Radiographics* 2006;26:859–870.

Palestro CJ, Roumanas P, Swyer AJ, Kim CK, Goldsmith SJ. Diagnosis of musculoskeletal infection using combined In-111 labeled leukocyte and Tc-99m SC marrow imaging. *Clin Nucl Med* 1992;17:269–273.

Palmer WE, Caslowitz PL, Chew FS. MR arthrography of the shoulder: normal intraarticular structures and common abnormalities. *Am J Roentgenol* 1995;164:141–146.

Peh WC, Cassar-Pullicino VN. Magnetic resonance arthrography: current status. *Clin Radiol* 1999;54:575–587.

Petersein J, Saini S. Fast MR imaging: technical strategies. *Am J Roentgenol* 1995;165:1105–1109.

Pettersson H, Resnick D. Musculoskeletal imaging. *Radiology* 1998;208:561–562.

Pugh DG, Winkler TN. Scanography of leg-length measurement: an easy satisfactory method. *Radiology* 1966;87:130–133.

Reichardt B, Sarwar A, Bartling SH, et al. Musculoskeletal applications of flat-panel volume CT. *Skeletal Radiol* 2008;37:1069–1076.

Rubin DA. MR imaging of the knee menisci. *Radiol Clin North Am* 1997;35:21–44.

Rubin RH, Fischman AJ, Needleman NM, et al. Radiolabeled, nonspecific, polyclonal human immunoglobulin in the detection of focal inflammation by scintigraphy: comparison with gallium-67 citrate and technetium-99m labeled albumin. *J Nucl Med* 1989;30:385–389.

Saloner DA, Anderson CM, Lee RE. Magnetic resonance angiography. In: Higgins CB, Hricak H, Helms CA, eds. *Magnetic resonance imaging of the body*. 2nd ed. New York: Raven Press; 1992:679–718.

Savelli G, Maffioli L, Maccauro M, De Deckere E, Bombardieri E. Bone scintigraphy and the added value of SPECT (single photon emission tomography) in detecting skeletal lesions. *Q J Nucl Med* 2001;45:27–37.

Schauwecker DS. The scintigraphic diagnosis of osteomyelitis. *Am J Roentgenol* 1992;158:9–18.

Sciuk J, Brandau W, Vollet B, et al. Comparison of technetium 99m polyclonal human immunoglobin and technetium 99m monoclonal antibodies for imaging chronic osteomyelitis: first clinical results. *Eur J Nucl Med* 1991;18:401–407.

Shreve PD, Anzai Y, Whal RL. Pitfalls in oncologic diagnosis with FDG PET imaging: physiologic and benign variants. *Radiographics* 1999;19:61–77.

Sorsdahl OA, Goodhart GL, Williams HT, Hanna LJ, Rodriguez J. Quantitative bone gallium scintigraphy in osteomyelitis. *Skeletal Radiol* 1993;22:239–242.

Sostman HD, Charles HC, Rockwell S, et al. Soft-tissue sarcomas: detection of metabolic heterogeneity with P-31 MR spectroscopy. *Radiology* 1990;176:837–843.

Steinbach LS, Palmer WE, Schweitzer ME. Special focus session. MR arthrography. *Radiographics* 2002;22:1223–1246.

Stumpe KD, Dazzi H, Schaffner A, von Schulthess GK. Infection imaging using whole-body FDG-PET. *Eur J Nucl Med* 2000;27:822–832.

Sundaram M, McLeod RA. MR imaging of tumor and tumorlike lesions of bones and soft tissues. *Am J Roentgenol* 1990;155:817–824.

Swan JS, Grist TM, Sproat IA, Heiner JP, Wiersma SR, Heisey DM. Musculoskeletal neoplasms: preoperative evaluation with MR angiography. *Radiology* 1995;194: 519–524.

Tian R, Su M, Tian Y, et al. Dual-time point PET/CT with F-18 FDG for the differentiation of malignant and benign bone lesions. *Skeletal Radiol* 2009;38:451–458.

Yagci B, Manisals M, Yilmaz E, Ekin A, Ozaksoy D, Kovanlikaya I. Indirect MR arthrography of the shoulder in detection of rotator cuff ruptures. *Eur Radiol* 2001;11:258–262.

Yoon LS, Palmer WE, Kassarjian A. Evaluation of radial-sequence imaging in detecting acetabular labral tears at hip MR arthrography. *Skeletal Radiol* 2007;36: 1029–1033.

Zoga AC, Kavanagh EC, Omar IM, et al. Athletic pubalgia and the "sport hernia": MR imaging findings. *Radiology* 2008;247:797–807.

第3章 骨的形成和发育

骨由皮质和松质构成，它们是有联系的高度特异组织。虽然每种类型的骨组织都有相同的基本组织结构（图 3-1），但骨皮质成分致密、结构紧凑，仅间隔以包含血管的狭窄管道结构（哈弗斯系统），而骨松质则由骨小梁和分隔的脂肪及造血骨髓成分组成。骨骼是一种坚硬的钙化物质，生长时新生组织覆于原表面。去除多余的骨，称为再塑形，也是骨骼发育中的必需过程。不像其他组织，骨骼生长仅通过已有基质表面的添加完成，如骨或钙化软骨。但软骨生长则由自身细胞的增殖及基质形成。

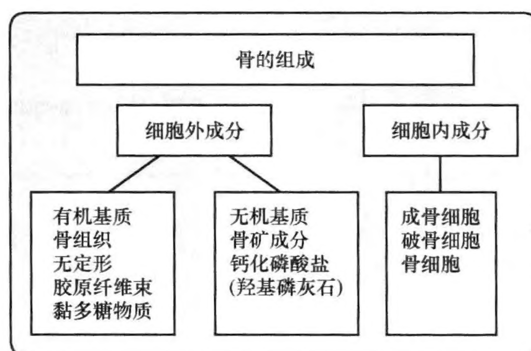


图 3-1 骨的组成

骨包含细胞外和细胞内成分

正常骨的形成通过两个过程：软骨内成骨和骨内成骨。通常，骨松质生长通过软骨内成骨，皮质骨则为骨内成骨。一旦形成，活体骨的代谢就永不停止。从胎儿时期开始，骨骼就会顺其应力线不断改造塑形及修缮其矿物成分。这个过程持续终生，婴儿及青少年时期不断累积。虽然控制骨形成和发育的因素尚不明了，但有一点很清楚，即骨的形成和再吸收过程是极其平衡的，二者交汇导致各骨形成和再吸收的量相等。

大多数骨骼是软骨内成骨（图 3-2），由软骨转变为骨、促使骨长度增加的过程高度协作。软骨内成骨决定了所有管状骨、扁骨、脊椎、颅骨、筛骨及锁骨中外侧部分的形成。例如，胚胎大约 7 周时，软骨细胞（成软骨细胞及软骨细胞）通过间充质细胞增殖产生长管状骨的透明软骨模型。导致软骨基质钙化的机制尚不完全清楚，但一般认为钙化的促进因素是小细胞膜束-囊泡基质，即小囊泡出现于固有基质层的细胞间而形成。大约 9 周时，毛细血管渗入原始模型，而导致成骨细胞形成。然后骨组织沉积于钙化的软骨基质表面的突起上，随后随着破骨再吸收，初级骨松质变为次级骨松质。

随着这一过程迅速移向软骨模型的骨骺末端，包含钙化软骨核的松散网状骨小梁结构被遗留，而生成边界清楚的线样结构。这条线代表生长板（图 3-3），由邻近的干骺端次级骨松质移动而形成。许多次级骨松质内的骨小梁在形成骨髓腔前很快被再吸收，而其余的小梁结构扩大及增厚，穿过新生骨附着处，尽管也可能最终经历被再吸收和改建的过程。

[General Information]
书名=实用骨科影像学　原书第5版　中文翻译版
作者=Adam Greenspan主编；屈辉，王武，白荣杰主译
页数=1062
SS号=12997366
出版日期=2012.03